

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
DEPARTAMENTO DE MEDICINA Y CIRUGÍA BUCOFACIAL



TESIS DOCTORAL

**Estudio del torque de desinserción, resonador de frecuencia e histomorfetría
de una superficie implantaria tratada mediante doble grabado ácido y
posterior tratamiento térmico**

MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTORA

PRESENTADA POR

María José Sandra Martínez González

Directores

José María Martínez González
Cristina Barona Dorado
Juan Carlos Prados Frutos

Madrid, 2015



DEPARTAMENTO DE MEDICINA Y CIRUGÍA BUCOFACIAL
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

ESTUDIO DEL TORQUE DE DESINSERCIÓN, RESONADOR DE FRECUENCIA E
HISTOMORFOMETRIA DE UNA SUPERFICIE IMPLANTARIA TRATADA
MEDIANTE DOBLE GRABADO ÁCIDO Y POSTERIOR TRATAMIENTO
TÉRMICO.

TESIS DOCTORAL

MARÍA JOSÉ SANDRA MARTÍNEZ GONZÁLEZ

2015



DEPARTAMENTO DE MEDICINA Y CIRUGÍA BUCOFACIAL
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

ESTUDIO DEL TORQUE DE DESINSERCIÓN, RESONADOR DE FRECUENCIA E
HISTOMORFOMETRIA DE UNA SUPERFICIE IMPLANTARIA TRATADA
MEDIANTE DOBLE GRABADO ÁCIDO Y POSTERIOR TRATAMIENTO
TÉRMICO.

TESIS DOCTORAL

MARÍA JOSÉ SANDRA MARTÍNEZ GONZÁLEZ

DIRECTORES

Prof. Dr. JOSE MARÍA MARTÍNEZ GONZÁLEZ

Profª. Dra. CRISTINA BARONA DORADO

Prof. Dr. JUAN CARLOS PRADOS FRUTOS

2015

A MIS PADRES

A LUIS, ÁLVARO Y SANDRA

AGRADECIMIENTOS

Al Prof. Dr. José María Martínez-González, que siempre me ha apoyado de forma incondicional, ayudándome en todo momento e inculcándome sus deseos de superación para poder salvar todos los obstáculos que se me han ido presentando a lo largo de mi vida y que sin su ayuda este sueño no se podría haber hecho realidad.

A la Profa. Dra. Cristina Barona Dorado por su magnífica codirección y sus valiosos consejos.

Al Prof. Dr. Juan Carlos Prados Frutos, por su apoyo y dedicación en todo momento.

Al Dr. Pedro Cuesta, del Centro de Procesado de Datos de la UCM, por su gran trabajo en el análisis y procesamiento informático de los resultados.

A la casa comercial Phibo®, que sin su colaboración no se hubiese podido realizar este estudio.

A mis padres, que gracias a ellos he conseguido estar aquí, por la confianza y el apoyo que me han dado.

A Luis, por estar siempre ahí, porque me has ayudado y apoyado a conseguir mis sueños.

A Álvaro y Sandra, por todo el tiempo que os he quitado de estar con vosotros.

A mis hermanas, Alicia y Lola, por haberme escuchado en los malos momentos y apoyarme para seguir luchando.

ÍNDICE

I.- ANTECEDENTES Y JUSTIFICACIÓN.....	2
II.- HIPOTESIS DE TRABAJO. OBJETIVOS	6
III.- INTRODUCCIÓN.....	10
III.1.- Evolución en el tratamiento de las superficies de los implantes.....	10
III.2.- Propiedades físico-químicas	31
III.3.- Métodos de evaluación.....	35
IV.- MATERIALES Y METODOLOGÍA.....	54
V.- ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS.....	73
V.1.- Análisis de valores del resonador de frecuencias.....	73
V.2.- Análisis de valores del torque de desinserción.....	94
V.3.- Análisis histomorfométrico.....	102
VI.- DISCUSIÓN.....	107
VII.- CONCLUSIONES.....	124
VIII.- BIBLIOGRAFÍA.....	126
IX.- RESUMEN EN INGLÉS.....	156

I.- ANTECEDENTES Y JUSTIFICACIÓN

En los últimos años el incremento de la demanda de tratamientos implantológicos para la rehabilitación de pacientes parcial o totalmente edéntulos ha ido en aumento, lo cual ha condicionado la necesidad de establecer una serie de cambios en los criterios iniciales, debidos a un mejor conocimiento de la respuesta biológica y biomecánica de los implantes, a estudios histológicos, histomorfométricos y clínicos tanto en animales como en humanos, así como a una continua evolución en los tratamientos de superficies y métodos de diagnóstico de la osteointegración.

Sin duda, uno de los cambios más importantes es la reducción de los tiempos de espera interfase en ambos maxilares hasta lo que hoy se conoce “carga precoz” y “carga inmediata”.

Históricamente, fue Ledermann en 1979 quien por primera vez propuso una alternativa de tratamiento colocando cuatro implantes TPS interforaminales y posterior ferulización de los mismos mediante una barra sobre la que se colocó una sobredentadura de forma inmediata. Por aquel entonces obtuvo un porcentaje de éxito del 91,2% a los seis años y medio. Este hecho, sirvió para que posteriormente otros autores como Babbush o Chiapasco, realizaran el mismo protocolo obteniendo valores de éxito similares (1, 2).

Estos hallazgos y los de otros investigadores propulsaron que en el momento actual la carga inmediata sea una alternativa predecible, y así la literatura científica nos demuestra tasas de supervivencia cercanas al 100%, como lo demuestran los trabajos de Kan y cols (3), Lorenzoni y cols (4) y Nikellis y cols (5).

No obstante, este procedimiento debe realizarse bajo protocolos de trabajo estrictos y en condiciones ideales de tratamiento. Es por ello que estos resultados, en ocasiones preliminares, sugieren que los protocolos de carga inmediata se deben

realizar tras una correcta selección del paciente, un estudio pormenorizado de las condiciones óseas de la región anatómica a restaurar, un diseño adecuado del implante y una buena confección de la prótesis (6, 7).

Asimismo, estos cambios en los protocolos terapéuticos implantológicos, se han ido perfeccionando a medida que los tratamientos sobre las superficies de los implantes, han demostrado una mayor rapidez en el proceso de osteointegración.

Desde la utilización del titanio, pasando al chorreado con plasma o el recubrimiento con hidroxiapatita, las investigaciones en este campo han ido avanzando de forma extraordinaria y así, en el momento actual los cirujanos implantólogos disponen de un arsenal variado y adaptado a diferentes condiciones.

En este sentido, las investigaciones ofrecen una multitud de estudios comparativos de las distintas superficies de implantes disponibles y los resultados tanto histológicos como histomorfométricos y clínicos establecen una correlación positiva entre microtopografías específicas de superficie de implante y la cantidad de hueso en contacto con la misma (8-11).

Una de las conclusiones que se desprende es la aceptación científica del uso de implantes de titanio, con macroestructura roscada y superficie rugosa obtenida mediante técnicas de sustracción (12).

Los avances que se siguen desarrollando, sugieren que existen otras formas de tratar las superficies de implantes como la ablación por láser, tratamientos iónicos, etc, que pueden proporcionar resultados mayores a los obtenidos en el momento actual (13).

A pesar de este escenario favorable, el debate sigue centrándose en determinar cuál de las superficies actuales proporciona un mayor grado de osteointegración.

Multitud de sistemas implantológicos avalan sus resultados basándose en criterios puramente clínicos, entre los que destacan los registros mediante resonador de

frecuencias (coeficiente ISQ) y los controles radiológicos que visualizan posibles pérdidas periimplantarias.

Sin embargo, otros sistemas han querido corroborar los hallazgos clínicos con pruebas mucho más objetivas sobre la osteointegración, como son los estudios histomorfométricos (14).

Éstos presentan la dificultad relativa de realizarse sobre animales de experimentación, y es aquí donde es difícil establecer un consenso dado que los trabajos que se realizan son, en numerosas ocasiones, muy distintos en cuanto a la especie animal utilizada, la localización anatómica y el diseño macrogeométrico de los implantes (15).

Algunos investigadores han aportado datos histomorfométricos en pequeños animales (fundamentalmente conejos y a veces ratas), mientras que otros lo han hecho sobre grandes animales (perros Beagle, cerdos minipigs, cabras y mandriles). También existen diferencias en cuanto a la localización anatómica, destacando como zonas principales de estudio la región tibial, femoral, craneal y bucal. Junto a esta dispersión se añade los tiempos de observación, variando de uno a tres meses los resultados obtenidos (16).

El propósito del presente trabajo de investigación, no es otro que el de seguir aportando conocimientos y resultados sobre la osteointegración, y como se comentaba anteriormente, corroborar los resultados clínicos con los histológicos. Por ello, creemos conveniente y justificado cualquier estudio sobre superficie de implantes que pueda aportar nuevos valores sobre el desarrollo de la interfaz hueso-implante.

II.- HIPÓTESIS DE TRABAJO. OBJETIVOS

Como se comentó en el apartado anterior, la influencia en los tratamientos de superficie ha sido clave para el éxito de los implantes y su predictibilidad a largo plazo.

De la amplia variación existente, podría aseverarse que son con mucho las superficies de sustracción las más habituales y documentadas.

Este tratamiento se basa en la inmersión en medios ácidos con sulfúrico, sulfhídrico, clorhídrico, nítrico o fluorhídrico, con la finalidad de conseguir una rugosidad en la superficie que permita un correcto anclaje de las células osteoblásticas (17).

Como demuestran numerosos trabajos las fuerzas de unión entre hueso e implante aumentan con implantes de superficie rugosa (18,19). Como consecuencia de este hecho, se consigue además de aumentar los porcentajes de éxito del tratamiento, una osteointegración más rápida (20).

Estas ventajas se evidencian especialmente en aquellos casos en los que los implantes soportan mayores cargas oclusales y en huesos de menor densidad, circunstancias en las que la osteointegración está más comprometida (21, 22).

Entre estos tratamientos con grabado ácido, se encuentra la superficie Avantblast®, cuyo grabado se realiza con ácidos sulfhídrico y fluorhídrico con la finalidad de obtener una micromorfología biomimética, dirigida a optimizar todas las fases biológicas, iniciales, intermedias y finales, tras la inserción del implante en tejido óseo, creando el entorno ideal para conseguir la máxima estabilidad secundaria y la formación de nuevo hueso.

Autores como Rodríguez Rius y García Saban (23), publicaron en 2005 un estudio comparativo in vitro mediante microscopía electrónica, las características físico-químicas de la superficie de implantes dentales de titanio sometidos a diversos tratamientos de superficie: mecanizado, grabado ácido y doble ataque químico

(Avantblast®) concluyendo que la rugosidad superficial de los implantes dentales de titanio y el espesor de la capa de óxido de titanio se podían incrementar mediante un adecuado tratamiento superficial de ataque químico. Además este tratamiento, a la vez que producía una rugosidad superficial de rango micrométrico, triplicaba el espesor de la capa de óxido de titanio respecto a la capa natural de óxido, reduciendo así, la presencia de impurezas en la superficie.

Estos hallazgos, fueron llevados a estudios en animales y Martínez-González y cols (16), en 2006, diseñaron un estudio sobre tibias de perros Beagle analizando la composición, las características superficiales y la respuesta al torque de desinserción de la superficie Avantblast®, concluyendo que la citada superficie presentaba características de rugosidad óptimas, y que los valores de torque de desinserción obtenidos en el presente estudio apuntaban sobre la posibilidad de su aplicación clínica en procedimientos de carga precoz o inmediata.

Todos estos hallazgos, junto a la respuesta clínica favorable de estas superficies han sentado las bases de nuevos protocolos clínicos con resultados más o menos exitosos en función de las características del paciente y sus condiciones anatómicas.

Es en relación a esta última, donde la experiencia clínica de estos últimos años nos viene a demostrar que la densidad ósea es un factor determinante a la hora, no solo de conseguir una correcta osteointegración sino también para establecer protocolos de actuación convencionales o de carga precoz o inmediata.

Se entiende que la mejor forma de esclarecer estos interrogantes es el estudio histomorfométrico, y por consiguiente este trabajo de investigación plantea como hipótesis, si la densidad ósea de dos estructuras anatómicas diferentes como la región tibial y costal, una corticalizada frente a la otra más esponjosa deberían de presentar diferentes grados de osteointegración en observaciones con igualdad de tiempos.

Se entendería pues, que si esta hipótesis fuese nula la superficie Avantbalst® de doble grabado ácido podría ser utilizada en clínica con independencia de la densidad ósea.

De esta forma, los objetivos que se han planteado en esta investigación fueron los siguientes:

1.- Analizar mediante el resonador de frecuencia Ostell®, el comportamiento en la región costal y tibial de animales de experimentación en diferentes periodos de tiempo.

2.- Comparar la resistencia al torque de desinserción que presenta esta superficie en las localizaciones anatómicas anteriormente citadas.

3.- Cuantificar histomorfométricamente en porcentajes, el contacto hueso-implante que se consiguen en cada uno de los implantes insertados en las diferentes regiones estudiadas.

4.- Demostrar si esta superficie puede producir resultados similares en cualquiera de los periodos analizados y por tanto ser factible su aplicación en el campo clínico para la carga precoz o inmediata.

III.- INTRODUCCIÓN

A continuación, daremos cuenta del material fundamental en implantología, el titanio, y de los distintos tratamientos a los que se les somete de cara a mejorar la estabilidad y pronóstico del implante (24).

III.1. Evolución en el tratamiento de las superficies de los implantes.

III.1.1 Superficies lisas

III.1.1.- El titanio.

El principal material del que se componen hoy en día los implantes es el titanio (25).

El titanio comercialmente puro se utiliza para la fabricación de implantes dentales, prótesis y accesorios de la sistemática quirúrgica implantológica (26).

El titanio presenta varias características que lo hacen ideal para su uso en implantes osteointegrados (27):

- 1.- Alta resistencia mecánica
- 2.- Se oxida espontáneamente al contacto con el agua, el aire o los fluidos.
- 3.- El óxido inicial le confiere una alta resistencia a la corrosión.
- 4.- Es inerte en los tejidos.
- 5.- Tiene baja densidad, que le proporciona una alta relación resistencia/ peso.
- 6.- Extremadamente biocompatible.
- 7.- En aleación con aluminio (6%), aumenta su resistencia y disminuye su peso.
- 8.- El vanadio (4%) actúa como catalizador y evita la corrosión.

Los grados de titanio varían en función de su pureza (28):

Grado 1.- la más alta pureza y menos oxígeno (0,18%). Como ventaja es que presenta más resistencia a la corrosión pero el inconveniente es que es más frágil.

Grado 4.- el titanio se mezcla con las cantidades más altas de hierro y oxígeno (0,4%). A diferencia del anterior, son más resistentes a las fracturas, pero son más alterables químicamente.

Grado 5.- es una aleación con aluminio (6%) y vanadio (4%) Ti_6Al_4V . Gracias a la adición de pequeñas trazas de vanadio, paladio, aluminio, etc., mejoran las propiedades de resistencia a la corrosión, elasticidad en la absorción de las fuerzas oclusales, estabilidad química en el tiempo, resistencia a la compresión, etc.) (29).

A partir de medir los resultados mecánicos y de corrosión obtenidos, se llegó a la conclusión de que el titanio óptimo se conseguía a partir de combinar titanio de grado 3 (0,05 de Nitrógeno, 0,10 de Carbono, 0,0125 de Hidrógeno, 0,30 de Hierro y 0,35 de Oxígeno como valores máximos) con una microestructura de granos equiaxiales de fase beta maclados (30).

La consecuencia de la citada combinación es un titanio con buenas propiedades mecánicas, al que si además añadimos un proceso de pasivación (método que explicaremos más adelante), mejorará en lo referente a resistencia a la corrosión del material (31).

Inicialmente, se presentaron en la bibliografía datos de los porcentajes de implantes en funcionamiento en el maxilar superior y mandíbula, los porcentajes de prótesis estables y la pérdida ósea marginal por año de funcionamiento. Así, Adell y cols (32) llevaron a cabo un estudio en el que se colocaron 895 implantes, 130 en maxilares edéntulos, con un seguimiento de 5 a 9 años, se mantenía el 81% de los implantes en el maxilar superior y el 91% de los implantes en la mandíbula, con un 89% de prótesis estables en el maxilar superior y el 100% en la mandíbula. La pérdida ósea

marginal registrada en este estudio fue de 1,5 mm en el primer año y 0,1 mm por año a partir del segundo. A los 15 años se presentaban un 92% de prótesis estables en el maxilar superior y un 99% en la mandíbula. Presentando una tasa de supervivencia para los implantes individuales del 78% en maxilar superior y del 86% en la mandíbula.

Lekholm y cols (33) realizaron un estudio con un seguimiento a 10 años clínico y radiológico. Se colocaron 461 implantes en 127 pacientes, la mayoría dentro de la clasificación I y II de Kennedy para el sector posterior. Los resultados mostraron una tasa de supervivencia acumulada de 92,6% para los implantes, del 94,3 para las prótesis originales y una pérdida ósea promedio de 0,7 mm, con muy baja frecuencia de problemas relacionados con partes blandas o biomecánica. La conclusión de este estudio fue que el sistema de implantes Bränemark es un método seguro y predecible para restaurar a pacientes parcialmente edéntulos.

Existe un estudio multicéntrico realizado por Scheller y cols (34), para el grupo de pacientes con restauraciones sobre un implante con resultados a 5 años. Inicialmente fueron colocados 99 implantes y 97 fueron los restaurados, con una tasa de éxito acumulada de 95,6% para los implantes y 91,1 % para las restauraciones.

Los parámetros clínicos de evaluación utilizados en el estudio fueron: hemorragia gingival, localización del margen de la restauración con respecto al margen gingival, profundidad de surco en dientes adyacentes y movilidad. Los resultados mostraron que las partes blandas alrededor de los implantes no presentaron reacción inflamatoria, había algunos datos de hemorragia, pero sin complicaciones al respecto, y la profundidad del surco en los dientes adyacentes presentó buenos resultados. El nivel del margen gingival no presentó cambios con respecto al margen de la restauración en la mayoría de los casos.

La evaluación radiológica presentó una pérdida ósea marginal promedio de 0,45 mm en el primer año, con cambios mínimos en los 4 años siguientes. Los fracasos registrados en este estudio fueron de cuatro implantes: dos de ellos se perdieron antes de colocar la restauración, uno a la semana y el último en el segundo año de funcionamiento. En el periodo de 5 años se fracturaron siete coronas, todas del tipo cerámica sin metal y se aflojaron cuatro tornillos de oro.

En contraste con la alta tasa de éxito que presenta el tratamiento con implantes de superficie lisa para diferentes grupos de pacientes, existen artículos que presentan situaciones clínicas en las cuales se observó una tendencia a una mayor tasa de fracasos.

Es el caso del estudio realizado por Jaffin y cols (35), donde se evaluaron en 5 años 1.054 implantes tipo Bränemark (superficie lisa y titanio comercialmente puro), 102 (10%) de ellos fueron colocados en hueso de tipo IV, observándose un fracaso del 35% para este grupo, mientras que el resto de los implantes colocados en hueso tipo I, II y III, el fracaso fue del 3%.

La conclusión de este estudio fue que se busque la manera de predeterminar la presencia de hueso tipo IV en la evaluación prequirúrgica como método para disminuir la tasa de fracaso en estas localizaciones. Otras posibles recomendaciones fueron: realizar un menor fresado en el lecho óseo, usar implantes de mayor longitud en la zona y acortar las prótesis con extensión distal libre (36). También podría ayudar el anclaje bicortical de los implantes y un mayor tiempo de cicatrización (37).

En el año 2001, Chiapasco y cols (38) publicaron un estudio en el que compararon los resultados de la carga inmediata con respecto a los obtenidos según los tiempos tradicionales en sobredentaduras mandibulares implantorretenidas. En el citado estudio diez pacientes (grupo estudio) recibieron cuarenta implantes MK II Bränemark,

cuatro por paciente, en el área mandibular situada entre los agujeros intermentonianos. Dichos implantes se cargaban de forma inmediata con una sobredentadura que iba unida mediante una barra interimplantes. Otros diez pacientes (grupo control) recibieron el mismo tipo y número de implantes y en la misma zona, pero los implantes se sumergieron.

Entre cuatro y ocho meses después, se siguió el mismo procedimiento que en el grupo estudio a la hora de la carga. Cada implante se evaluó a los 6, 12 y 24 meses tras haber sido cargado según los siguientes parámetros: índice de placa modificado, profundidad de sondaje y Periotest. La reabsorción del hueso periimplantario se evaluó en radiografías panorámicas tomadas a los 12 y 24 meses tras el inicio de la carga protésica. No se encontraron diferencias significativas entre los grupos a lo largo del estudio.

El éxito de los implantes fue del 97,5 % en ambos grupos. El resultado de este estudio muestra que la carga inmediata en los implantes endoóseos conectados de forma rígida a través de barras no aporta ninguna diferencia en la osteointegración con respecto a los implantes cargados de forma convencional. Sin embargo, la carga precoz reduce significativamente la duración del tratamiento, con la consiguiente satisfacción para los pacientes.

III.1.2.- Superficies de adición

III.2.1.- Superficie de sinterización de esferas.

Se obtiene mediante un procedimiento de recubrimiento de microesferas sinterizadas de Ti_6Al_4V con un diámetro de 45-150 μm , que crean un recubrimiento de 250-300 μm de espesor con poros de 50-200 μm de diámetro (39).

Este tipo de recubrimiento crearía un microambiente biomecánico favorable para la proliferación y la diferenciación de las células osteoprogenitoras, que conllevaría una mayor y más rápida interdigitación entre el hueso y el recubrimiento (40).

Deporter y cols (41), realizaron un seguimiento de 48 implantes con superficie Endopore, con una longitud inferior a 10mm, durante un periodo medio de 32,6 meses. En todos los casos se realizó prótesis fija en sectores posteriores maxilares o mandibulares y en el 83% se colocaron coronas individuales. Se observó una tasa de supervivencia del 100% y una altura de la cresta ósea estable tras la valoración radiológica.

Deporter y cols (42) en el 2002 realizaron un ensayo clínico prospectivo en el que participaron 52 pacientes totalmente edentulos, algunos con una gran reabsorción alveolar. A cada paciente se le colocó 3 implantes Endopore. Después de 10 semanas los implantes fueron cargados y rehabilitados protéticamente mediante sobredentaduras. Se les realizaron controles radiográficos a los 3, 6 meses, a los 5, 7 y 10 años, encontrando una supervivencia del 92,7% a los 10 años.

Sohn y cols (43) en el 2010 realizaron un estudio en el que se colocaron 122 implantes Endopore en 43 pacientes a nivel mandibular. Para ello, se utilizaron dos diámetros (4.1 y 5.0 mm) y cuatro longitudes (5.0, 7.0, 9.0 y 12.00 mm). Los resultados que obtuvieron fueron para los implantes de diámetro 4.1mm presentaron una tasa de éxito del 100% y del 91,2% para los implantes de 5.0mm. En cuanto a los resultados que encontraron en función a las diferentes longitudes, la tasa de éxito fue para los implantes de 5.0 y 7.0mm del 100%, para los implantes de 9mm del 97,9% y para los de 12mm del 95,1%.

Kermalli y cols (44) realizaron un estudio en 2014 donde se colocaron un total de 799 implantes (563 Osseotite, 65 Straumann, SLA, 171 Endopore SPS) en 345

pacientes con un edentulismo parcial posterior. Los implantes SPS fueron insertados en zonas con poco hueso. Comparando los implantes perdidos, los implantes SPS presentaban un mayor fracaso (9,3%) comparado con los implantes Osseotite (4,0%) o los implantes SLA (0%). Las pérdidas de los implantes SPS generalmente ocurrían como un fracaso tardío mientras que las pérdidas de los implantes Osseotite ocurrían como fracasos tempranos. Cuando compararon los implantes que no habían fracasado, observaron que los implantes SPS tenían menor pérdida de hueso crestal en todos los intervalos de tiempo comparado los otros dos tipos de implantes.

III.2.2.- Método termoquímico. La apatita.

Este método sirve para transformar la superficie de bioinerte a bioactiva, formar in vivo o en una solución fisiológica simulada una capa de HA carbonatada, así se pueden incorporar fármacos al recubrimiento, proteínas que favorecen la formación del hueso, o evitar procesos infecciosos (45).

La apatita es el ión de calcio con la misma composición química que la fase mineral del hueso, así el cuerpo la acepta como propia, crece sobre él y no da reacciones inflamatorias, siendo material bioactivo, si está en forma amorfa puede ser reabsorbido por el organismo (46).

Esta reabsorción disminuye con la cristalinidad, así si es cristalina es prácticamente insoluble, se incorpora al hueso y queda como material inerte, sin conjuntivo alrededor, crece sobre la superficie del titanio depositándose con un enlace químico y aumenta así la estabilidad de la capa, evitando las colonizaciones en los espacios, obteniéndose capas homogéneas de espesor controlado (47).

Este tratamiento se puede realizar sobre el metal rugoso, arenado (fijación física) o tratado al ácido (fijación química), con lo que se logra una superficie rugosa que

adhiera la capacidad de la bioactividad y así el implante de titanio pasa a ser mejor aceptado e integrado en el tejido óseo de los huéspedes (48).

III.2.3. Superficies tratadas mediante arenado (Sand Blasted).

El arenado consiste en proyectar partículas de gran dureza a alta velocidad sobre la superficie del implante, provocando improntas o marcas que dan rugosidad (45).

Los bombardeos con CSi obtienen mejores resultados, pero se ha visto que donde se logra mejor superficie es con los de óxido de aluminio (Al_2O_3) con partículas de tamaño medio se logran rugosidades de 4 micrones, lo que favorece una buena adherencia celular, y además se ha observado un aumento de osteocalcina que indica rapidez y buen desarrollo celular (49).

Los implantes tratados con óxido de aluminio (Al_2O_3) permiten un mayor nivel de hueso marginal, mayor contacto óseo, menor reabsorción comparándolas con TPS y mayor adhesión celular y nueva formación ósea (50).

Busser y cols (51) comparó en maxilar de minipigs el torque de desinserción de las superficies de Osseotite y de la SLA. Se obtuvieron unos valores a las 4, 8 y 12 semanas de 62,5, 87,6 y 95,7 Ncm para los implantes de Osseotite y 109,6, 196,7 y 186,8 Ncm para los de SLA, presentando diferencias estadísticamente significativas.

Roccuzzo y cols (52) realizaron un ensayo clínico en 32 pacientes, a los que se colocaron 136 implantes, la mitad con superficie SLA y la otra mitad con superficie TPS (diseño de estudio Split-Mouth). Los implantes SLA se cargaron a las 6 semanas, y los TPS a las 12 semanas, y al año de seguimiento no se evidenciaron diferencias radiológicas significativas entre los dos tipos de implantes en cuanto a la pérdida de cresta ósea, y tampoco en relación con la presencia de placa y la profundidad de sondaje. No se observó ninguna pérdida de los implantes SLA con carga inmediata,

teniendo en cuanto que se colocaron 26 en el maxilar y 42 en la mandíbula, la mayoría tenían una longitud de 10 mm y en 11 casos se realizaron restauraciones unitarias.

Lazzara y cols (53) hicieron un estudio clásico con mediciones histomorfométricas en microimplantes colocados en humanos durante 6 meses, con una parte mecanizada y otra con tratamiento de Osseotite. Se colocaron 11 implantes en huesos tipo III y tipo IV, y se observó un BIC para las superficies de Osseotite del 72,9% y para las mecanizadas del 33,98%.

Lazzara y cols (54) realizaron un seguimiento de un año en 429 implantes Osseotite cargados a los dos meses de la colocación de los implantes. En hueso blando se colocaron el 30,7% de los implantes (130 implantes en el maxilar y 299 en la mandíbula) y en el 64% de los casos se realizaron tratamientos protodóncicos de prótesis fijas de tramo corto. El índice acumulado de supervivencia fue del 98,5%.

Testori y cols (55) llevaron a cabo un estudio de seguimiento de 4 años en 485 implantes con superficie Osseotite. Se colocaron un 33,5% (153) de implantes cortos (<10mm) con un periodo de cicatrización convencional de 4 meses en la mandíbula y de 6 meses en el maxilar. La mayor parte se colocaron en el sector posterior de la mandíbula (62,5%) y del maxilar (23,5%), donde la calidad ósea es menor y las cargas oclusales mayores, y se realizaron prótesis fijas parciales, en su mayoría soportadas por implantes. De estos 153 implantes, sólo uno fracasó (durante el periodo precarga).

III.2.4.- Superficies de hidroxiapatita obtenida mediante plasma-spray.

La hidroxiapatita también denominada hidroxiapatito está formado por fosfato de calcio cristalino ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$). Surgió para ofrecer una superficie altamente similar en su componente mineral, y por tanto, afín al tejido óseo; además de que también se aumentaba la superficie de contacto hueso-implante (56).

Se basa en la inyección de chorro de gas ionizado a altas temperaturas (más de 10.000°C). El chorro de gas lanza las partículas de polvo hacia el implante, donde se depositan. Estas partículas se unen y adhieren a la superficie del implante (57).

Es necesario un granallado previo para mejorar la adherencia (58).

Como desventaja, sería la aparición de fisuras o grietas y falta de unión y la creación de defectos o espacios que pueden ser colonizados por bacterias que penetran en el interior del recubrimiento del implante pudiendo dar lugar a alteraciones periimplantarias (59).

Hay una serie de factores que influyen en la longevidad clínica de estos recubrimientos de hidroxapatita y que están regulados por las normativas ASTM (C633 y F1147) (60):

1.- El espesor del recubrimiento. Se considera que los espesores de más de 100µm pueden disminuir la resistencia a la fatiga, con la consiguiente fragmentación y delaminación del recubrimiento y la movilidad del implante.

2.- Fuerza de adhesión al sustrato. Esta fuerza de adhesión varía entre 5 y 65 Mpa en función del procedimiento del plasma-nebulizador utilizado y del espesor del recubrimiento (60). Según ciertos requerimientos ASTM (F1147), se precisa una unión al sustrato con una resistencia mínima a la tensión de 24,1 Mpa. Sin embargo, se ha establecido que los pacientes pueden ejercer fuerzas de hasta 400N, que suponen un estrés de tensión de hasta 77,3 Mpa en hueso cortical, por lo que se consideran valores de adhesión comprometidos (61).

3.- Cristalinidad. En los recubrimientos de hidroxapatita, aparte de la hidroxapatita ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$) (fosfato cálcico cristalino), hay otras fases, como el fosfato cálcico amorfo (ACP), el fosfato tricálcico (TPC), el fosfato tetracálcico (TTCP) y el óxido de calcio (CaO), por lo que más bien deberían llamarse recubrimientos de

fosfato cálcico. Estas fases son más solubles que la fase cristalina y, aunque favorecen la unión ósea en fases iniciales, provocarían la pérdida del recubrimiento al entrar en contacto con el medio oral. Por otro lado, las fases más solubles de fosfatos cálcicos tienen más tendencia a ser reabsorbidas por osteoclastos o células multinucleadas durante el proceso de remodelación (62).

Lezzi (63), en el año 2009 realizó un estudio en el que valoraron la respuesta histológica e histomorfométrica de un implante de hidroxiapatita tras 15 años de carga que fue retirado por la fractura del tornillo en su interior. Los resultados que se obtuvieron fueron que en la interfase del implante había hueso maduro compacto con espacios medulares pequeños. El aumento mostró la presencia de pocos osteoblastos. No había células gigantes con múltiples núcleos. El remodelado óseo era evidente por la presencia de muchos osteones secundarios cerca de la superficie del implante y muchas líneas de cemento. En la interfase no había presencia de tejidos fibrosos ni de granulación. El revestimiento de hidroxiapatita se había reabsorbido por completo y solo el $5,1\% \pm 2,3\%$ de la superficie implantaria estaba cubierta por revestimiento de hidroxiapatita. El porcentaje de contacto hueso-implante era de $77,6\% \pm 5,1\%$. La reabsorción casi completa del revestimiento de hidroxiapatita no parecía haber interferido en la osteointegración. El implante estaba osteointegrado y todavía ofrecía una función adecuada; en consecuencia, la reabsorción del revestimiento de hidroxiapatita tenía posiblemente poco significado clínico.

Eom y cols (64), en el año 2012 realizaron un estudio en el que comparaban el contacto hueso-implante y el torque de desinserción entre tres superficies de implantes, (HA, RBM y SLA). Para ello se colocaron un total de 72 implantes que se distribuyeron en tres grupos. Se utilizaron 12 minipigs machos, a los que se les colocó 6 implantes a cada uno en ambas tibias, con un diámetro de 3,7 mm y una longitud de 8,5 mm. El

torque de desinserción se midió a las 2,8 y 12 semanas, obteniendo unos valores medios de 106.1 ± 37.7 , 104.6 ± 31.4 y 197.7 ± 58.2 Ncm para la superficie RBM, de 142.3 ± 60.9 , 177.7 ± 56.9 y de 257.6 ± 16.2 Ncm para la superficie SLA y de 220.4 ± 72.1 , 257.4 ± 6.5 y de 259.9 ± 6.2 Ncm para la superficie HA. El porcentaje de contacto hueso-implante que se obtuvo a las 2,4 y 8 semanas fue de 46.18 ± 21.69 , 63.38 ± 23.21 y de $58.50 \pm 14.98\%$ para la superficie RBM, de 51.36 ± 22.36 , 63.79 ± 12.02 y de $66.15 \pm 19.02\%$ para la superficie SLA y de 65.74 ± 12.89 , 79.24 ± 0.18 y de $85.97 \pm 7.29\%$ para la superficie HA. Concluyendo que las superficies de implantes con HA son relativamente más favorables en carga temprana.

Kawai y cols (65) en el 2014 estudiaron los efectos de los diferentes tratamientos de las superficies (revestimiento de hidroxiapatita, tratamiento térmico alcalino y no tratadas) en la capacidad del hueso para unirse a la superficie del implante, llevándolo a cabo el estudio en conejos. Los valores de BIC que se obtuvieron fueron de 21.2%, 72.1% y 33.8% a las 4 semanas, de 21.8%, 70.9% y 30.0% a las 8 semanas y 16.3%, 70.2% y de 29.9% a las 16 semanas respectivamente. Las superficies de Hidroxiapatita presentaron valores más altos que las de tratamiento térmico alcalino en todos los periodos de tiempo.

Kato y cols (66) en el 2015, realizaron un estudio retrospectivo de 10 años, en el que se colocaron a 183 pacientes un total de 455 implantes de hidroxiapatita y 255 implantes de Titanio. Los valores de tasa de supervivencia a los 10 años fueron de 89,9% para los implantes de hidroxiapatita y del 77,7% para los implantes de Titanio.

III.2.5.- Superficies recubiertas de titanio mediante plasma spray.

En este método se utiliza un gas noble compuesto por iones, electrones y plasma, los cuales son comprimidos a alta temperatura y lanzados a una velocidad de

3.000 m/seg. A través de este método se obtiene una rugosidad de aproximadamente 15 nm. (67).

La superficie con plasma de titanio incrementa la superficie de contacto hueso-implante y puede estimular la osteogénesis por mecanismos de adhesión celular, además aumentan la resistencia a las cargas funcionales convencionales, a la tracción y cizallamiento (68-70).

Una desventaja del recubrimiento con plasma de titanio es su posible despegamiento después de la inserción del implante, sobre todo en hueso denso, y su presencia como gránulos de titanio aislados de la superficie hueso-implante (71).

Cochran y cols (72) en el año 2011, insertaron 626 implantes en 200 pacientes. Se evaluaron dos diseños de implantes; implantes TPS no sumergidos (implante cilíndrico hueco con un cuello transgingival suave) en el sextante del maxilar anterior e implantes no sumergidos TPS (implante sólido con un cuello similar en la mandíbula). Los resultados que obtuvieron revelaron a los 5 años, la tasa de supervivencia fue del 99.4% y la tasa de éxito fue del 92.5%.

Chappuis y cols (73) en el 2013, realizaron un estudio prospectivo en el que se habían colocado 95 implantes (TPS) en 67 pacientes durante el año 1980. Se controlaron mediante exámenes radiológicos, clasificándolos como: exitosos, supervivientes o fracasados. Los resultados que se obtuvieron fueron que 10 implantes en 9 pacientes fueron perdidos durante el periodo de observación, resultando una tasa de supervivencia del 89.5%. Los resultados radiológicos que se encontraron fueron que el 92% de los implantes presentaron una pérdida de hueso crestral de 1mm entre el primer año y los 20 años de seguimiento, solo un 8% presentaron una pérdida >1mm. Durante el periodo de observación, 19 implantes (20%) presentaron complicaciones con presencia de supuración. De esos 19 implantes, 13 (13.7%) tuvieron tratamiento y se

mantuvieron con éxito durante los 20 años de seguimiento. Por tanto, la tasa de éxito a los 20 años fue del 75.8 o 89.5% dependiendo de los diferentes criterios de éxito.

Dahm y cols (74) en el 2014, determinaron la pérdida de hueso a los 5-6 años. Para ello, colocaron en 174 pacientes, un total de 378 implantes, de los cuales la mitad (189 implantes) son implantes TPS y la otra mitad eran implantes SLA. Los resultados que se obtuvieron fueron que las mediciones radiológicas mostraron una pérdida de hueso $\leq 1.5\text{mm}$ en el 65% de los implantes estudiados, un 28% de los implantes presentaron pérdidas de hueso $>1.5\text{ mm}$ y un 7% presentaba pérdidas de hueso $\geq 3\text{mm}$. Tres factores fueron los que influyeron en la pérdida de soporte óseo: la superficie del implante (TPS>SLA), hábitos (fumadores> no fumadores) y la localización (anterior> posterior).

Becker y cols (75) en 2015, realizaron un estudio retrospectivo en el que evaluaron la tasa de supervivencia de 388 implantes Straumann con superficie de plasma spray (TPS) que se insertaron en 92 pacientes entre 1988 y 1999. Se les realizó estudios radiológicos y los resultados que se obtuvieron fueron que la tasa de supervivencia a largo plazo fue del 88.03% después de 12.2 a 23.5 años. Una proporción del 82.8% de los pacientes con implantes perdidos tenían antecedentes de periodontitis. La periimplantitis fue diagnosticada en 9.7% restantes del estudio a largo plazo.

III.3.- Superficies de sustracción.

III.3.1.- Superficies de titanio pasivadas: Sustracción.

Las aleaciones de titanio utilizadas en implantes dentales son resistentes a la corrosión y compatibles con el cuerpo humano debido a la película de óxido de titanio que se forma espontáneamente en la superficie (76).

Con el fin de minimizar la corrosión de los implantes y la liberación de los iones metálicos al medio fisiológico es posible hacer crecer la capa de óxido de titanio de manera controlada para así tener una capa tenaz, homogénea y estable mediante la citada técnica de pasivación (77).

Este proceso de pasivación tendrá unas propiedades beneficiosas para los implantes, como son (78):

- 1.- Limpieza de residuos tanto orgánicos como inorgánicos de la superficie del biomaterial.
- 2.- Mejora de la resistencia a la corrosión del implante.
- 3.- Disminución de la liberación de iones del titanio al medio fisiológico.
- 4.- Aumento de la dureza superficial así como de la resistencia al desgaste.

De los estudios realizados, se concluyó que la mejor disolución para producir una capa de pasivado homogénea y estable, no apreciándose en ningún momento grietas que pudieran indicar fragilidad, era la disolución de ácido nítrico con ácido fluorhídrico, con lo que se obtiene además una capa de anodinado que mejora notablemente la resistencia a la corrosión (79).

III.3.2.- Superficies de implantes atacadas mediante ácidos.

Otro de los métodos para conseguir superficies rugosas consiste en atacar el titanio comercialmente puro mediante ácidos, tales como el HCL, H_2SO_4 , HNO_3 y HF(80).

En esta técnica, la superficie del implante es bombardeada con gruesas partículas de entre 250-500 nm. Dichas partículas son generalmente de Al_2O_3 . Posteriormente, se

graba con ácido clorhídrico y con ácido sulfúrico. Este tipo de tratamiento de la superficie parece ser que es en la que mejores resultados de osteointegración se producen (81).

Originan una superficie rugosa con una distancia pico-pico (diámetro del poro) de 1-3 μ m y una profundidad pico-valle de 5-8 μ m (82).

Uno de los problemas que pueden surgir es la formación de los hidruros de titanio, debido a la incorporación de grupos hidrógeno provenientes del ácido en el titanio. El citado hidruro provoca la fragilidad en el implante, aumentando en gran medida el riesgo de fractura (83,84).

Kang y cols (85) en el 2014 compararon dos superficies de implantes, una con tratamiento de láser (grupo experimental) y la otra SLA (grupo control). Se insertaron dos implantes en cada tibia con un diámetro de 3.4mm y una longitud de 8mm en 12 conejos. El sacrificio se produjo a las 6 semanas. Los valores medios del torque de desinserción fueron de 79.4 Ncm para la superficie con tratamiento laser y 52.7 Ncm para las superfice SLA. Siendo los valores de torque de desinserción más altos en las superficies tratadas con láser que en las de tratamiento con grabado ácido.

Favero y cols (86) en el 2015, realizaron un estudio en el extrajeron todos los premolares y molares de forma bilateral en 12 perros Beagle. Después de un periodo de 3 meses se les insertaron dos implantes con diferente superficie. Una superficie era con tratamiento ácido (SLAactive®) y la otra modificada con iones calcio (UnicaCa®). El sacrificio de los animales se llevó a cabo tras un periodo de cicatrización de 1, 2, 4 y 8 semanas. Después de una semana de cicatrización la aposición de nuevo hueso encontrada para ambas superficies fue de 6.9 \pm 3.3% y 6.1 \pm 4.6% para UnicaCa® y SLAactive® respectivamente. Después de 2 semanas, los porcentajes han aumentado a un 29.1 \pm 11.9% y 21.6 \pm 14.3%, respectivamente. Después de 4 y 8 semanas de

cicatrización, los valores medios son de $46.3 \pm 7.3\%$ y $58.7 \pm 15.1\%$ para UnicaCa® y de $51.2 \pm 16.1\%$ y $68.9 \pm 15.4\%$ para la SLAactive®. No existiendo diferencias significativas entre ambas superficies.

Kim y cols (87), en el año 2015, llevaron a cabo un estudio en el que participaron 36 pacientes que se dividieron en dos grupos, el grupo 1: compuesto por 18 personas a las que se les colocaron 35 implantes SLA y que se les cargaron a los 3 meses y el grupo 2: compuesto por 18 personas a las que se les colocaron 33 implantes SLA y que se les cargaron a los 6 meses. La tasa de supervivencia fue del 97.0% para el grupo 1 y del 100% para el grupo 2. La pérdida de hueso marginal fue del $0.22 \pm 0.34\text{mm}$ en el grupo 1 y del $0.17 \pm 0.25\text{mm}$ para el grupo 2 después de 1 año de carga. Concluyeron que los tres meses de espera para cargar los implantes SLA en sectores posteriores del maxilar serían suficiente.

Chambrone y cols (88) en el 2015 realizaron un estudio prospectivo observacional de al menos 6 meses de observación. Se incluyeron 853 implantes (8% de titanio plasma spray, 41.5% SLA y 50.5% SLAactive) encontrando una tasa de supervivencia de un 95% de los implantes SLA y un 97% de los implantes SLAactive al final del periodo de seguimiento.

III.3.3.- Ablación por láser.

La radiación láser es la fuente de energía para evaporar hidroxiapatita y depositar capas delgadas en el sustrato metálico (89).

Como desventaja encontramos que es un procedimiento más lento, pero la unión entre el recubrimiento y el sustrato es mejor que en caso del plasma spray (90).

Hay trabajos que demuestran que las superficies tratadas con Láser de Neodimio mejoran la fatiga, corrosión y biocompatibilidad (91).

A través de la energía de la fuente láser se puede controlar la composición química, el grosor de la capa y la cristalinidad (92).

Se forma una nube de plasma en una zona próxima a la superficie del sustrato que permite la colisión de partículas, reduciendo la velocidad de deposición, lo que permite una mejor homogeneización y cristalinidad de la capa (92).

En el año 2011 Berardi y cols (93), realizaron un estudio en que se analizaron implantes tratadas con láser, en los que se obtuvo siete tamaños de poro. Se colocaron 21 implantes en 11 conejos de Nueva Zelanda. Pasadas 8 semanas se midió el análisis histomorfométrico, obteniéndose unos resultados de BIC de $51.1 \pm 17.8\%$ para tamaño de poros de $5\mu\text{m}$, de $52.1 \pm 2.2\%$ para tamaño de poro de $10\mu\text{m}$, de $51.5 \pm 13.5\%$ para tamaño de poro de $20/20\mu\text{m}$, de $49.3 \pm 19.7\%$ para tamaño de poro de $20/30\mu\text{m}$, de $49.4 \pm 33.9\%$ para tamaño de poro de $25\mu\text{m}$, de $46.4 \pm 4.4\%$ para tamaño de poro de $30\mu\text{m}$ y de $49.5 \pm 9.5\%$ para tamaño de poro de $40\mu\text{m}$. Concluyeron que los implantes con poros de 20 y $25\mu\text{m}$ lograron un mejor contacto hueso-implante.

Mangano y cols (94) en el 2013, realizaron un estudio en el que evaluaron la tasa de supervivencia y de éxito de implantes con una técnica de sinterización selectiva por laser, con un seguimiento de 2 años. Se colocaron 37 implantes en sectores posteriores (14 en maxilar y 23 en mandíbula). No fracasó ningún implante, siendo la tasa de supervivencia del 100%. El éxito de los implantes fue del 94.6%.

Kang y cols (95) en el 2013, compararon la osteointegración de implantes tratados con laser (LE) e implantes con óxido de magnesio incorporado (MgO). Estas dos superficies de implantes de titanio de grado IV se dividieron en dos grupos; el grupo test: lo constituyó los implantes tratados con laser y el grupo control; formado por los implantes con óxido de magnesio. Estos dos tipos de implantes fueron insertados en la metafisis distal derecha e izquierda de 10 conejos. Tras un periodo de reposo de 6

semanas, los resultados medios que se obtuvieron con el resonador de frecuencia fueron de 40.72 ± 13.3 Ncm para el grupo test (LE) y de 22.26 ± 6.4 Ncm para el grupo control (MgO). Los valores medios del BIC que se obtuvieron fueron de $63.35 \pm 16.44\%$ para el grupo LE y de $51.63 \pm 5.09\%$ para el grupo MgO.

En el año 2014, Prodanov y cols (96) realizaron un estudio in vivo en el que comparaban implantes de laser pulsado (LAS) e implantes con granallado y grabado ácido (GAE). Se insertaron en la tibia de 8 conejos un total de 16 implantes y los resultados que se obtuvieron del BIC fueron de $68 \pm 17\%$ para las superficies tratadas con laser y de $49 \pm 21\%$ para las superficies GAE después de un periodo de cicatrización de 8 semanas. Concluyendo que las superficies tratadas con laser serian una buena alternativa.

III.3.4.- Superficie Avantblast®.

Debido a que en este estudio de investigación valoramos el comportamiento de la superficie Avantblast®, hemos dedicado un apartado específico para conocer sus particularidades. La superficie Avantblast® une las mejoras en la respuesta osteoblástica obtenida con un incremento de la rugosidad, con un mayor espesor y cristalinidad de la capa superficial de óxido de Titanio (97).

El incremento de rugosidad se consigue mediante homogeneización previa de tensiones superficiales y un ataque químico de la superficie, mientras que el incremento de espesor y de la cristalinidad de la capa de óxido de titanio se logra mediante tratamiento térmico, por la mayor difusión de oxígeno en el titanio (98,99).

El mayor espesor reduce la liberación de iones al medio, ya que el óxido de titanio hace de barrera a la difusión de iones, y un mayor espesor de la capa de óxido reduce la liberación de iones de forma exponencial. (100,101).

Se trata de una superficie que ha sido sometida a un tratamiento superficial en dos fases. En la primera fase, tras un proceso de homogeneización de tensiones, se aplicó un ataque químico a la superficie del implante con una disolución de ácido sulfúrico y fluorhídrico a elevada temperatura. En la segunda fase, se procedió a someter el implante a un tratamiento térmico en horno (102).

La morfología se asemeja notablemente al ideal teórico para la retención del implante, deducido a partir de principios biomecánicos, consistente en una superficie con pocillos redondeados (103).

Martínez y cols (104) publicaron en mayo del 2005 un estudio en el que aportaron nuevas evidencias clínicas sobre carga inmediata con la superficie Avantblast® (superficie de sustracción), verificando que en la actualidad los periodos de reposos convencionales, a nivel mandibular, pueden ser perfectamente evitados consiguiendo de esta manera una reducción en el tiempo de rehabilitación protética. En el citado artículo ofrecieron resultados sobre el comportamiento clínico y radiográfico, durante dos años, de 290 implantes que fueron sometidos a carga protética a las ocho semanas de inserción.

Se trató de un estudio observacional prospectivo sobre 290 implantes colocados en 56 pacientes, y que se cargaron de forma inmediata para mantener posteriormente un control evolutivo clínico (15 días, 1, 3, 6, 12, 18 y 24 meses) y radiológico (12 y 24 meses).

Durante el periodo de precarga fracasaron 11 implantes, lo que representa un porcentaje de éxito del 96,21%. Tras la colocación de la prótesis, a los dos meses, hubo que proceder a la retirada de cuatro implantes por lo que se mantuvieron con éxito, doscientos setenta y cinco implantes.

El seguimiento y resultados favorables tras la carga protética de 279 implantes (98,56% de éxito), corroboraron que la carga precoz puede y debe ser aplicada, tras una minuciosa planificación y selección de los casos.

Estos mismos autores, han seguido estudiando la superficie Avantblast® en diferentes condiciones rehabilitadoras, observando resultados favorables y superponibles al de otras superficies. (105-108)

Boronat y cols (109) estudiaron los valores del resonador de frecuencia en 24 pacientes (12 mujeres y 12 hombres), a los cuales se les colocaron un total de 64 implantes Avantblast®, en la zona del maxilar, 10 fueron a nivel anterior y 12 en la región posterior, en cuanto a la mandíbula 18 en la región anterior y 24 en la región posterior. Los valores medios que obtuvieron de ISQ el día de la cirugía fueron de 62,6 Ncm. A las 4 semanas disminuyen estos valores a 60,9 Ncm e incrementándose a las 10 semanas 63,4 Ncm. No encontrando diferencias estadísticamente significativas en los diferentes tiempos.

Peñarrocha-Diago y cols (110), en un estudio retrospectivo, compararon la supervivencia de los implantes colocados postextracción frente a los no inmediatos. Para ello, colocaron en 150 pacientes (73 hombres y 77 mujeres) con una media de edad de 55,4 años 1.022 implantes Avantblast®, de los cuales, 594 fueron colocados en el maxilar (283 inmediatos y 312 no inmediatos) y 427 a nivel mandibular (197 inmediatos y 230 no inmediatos). Los resultados que obtuvieron fueron que los implantes que se colocaron de forma inmediata obtuvieron una supervivencia de 93,8% frente a un 93,2% para los no inmediatos. El índice de fracaso a nivel maxilar fue de 5,2 % y a nivel mandibular fue de 2,8%.

III.2.- PROPIEDADES FISICO-QUIMICAS DE LOS IMPLANTES.

La aplicación de tratamientos superficiales para obtener aumento de la rugosidad superficial de los implantes dentales, demuestran que la osteointegración del implante a corto y medio plazo se ve favorecida por una superficie de rugosidad micrométrica (111). Esta mejoría parece estar ligada, según diversos estudios experimentales, a la existencia en la superficie del implante de microrrugosidades favorecedoras de la adhesión celular, dando lugar a una mayor diferenciación celular y a una mayor expresión de los osteoblastos. Este efecto tiene como consecuencia una rápida regeneración y una mejor calidad del tejido óseo (112).

El implante Bränemark original (Nobel Biocare) era un tornillo roscado que presentaba una rugosidad mínima en su superficie, esto es entre 0,5 y 1,0 de valor S_a . Durante mucho tiempo este implante fue el estándar dorado, lo que se basaba principalmente en un buen comportamiento clínico (113,114). Sin embargo, a mediados de los años noventa, la mayoría de la evidencia experimental apuntaba en la misma dirección: los implantes de una superficie de unos $1,5\mu\text{m}$ (S_a) mostraban una respuesta ósea más fuerte que los implantes roscados (más lisos) y que los chorreados con plasma (115).

Además, las desventajas potenciales de asperizar la superficie de un implante incluyen más problemas de periimplantitis y un riesgo mayor de liberación de iones. El riesgo de más periimplantitis con las superficies rugosas tiene el respaldo clínico de algunas investigaciones independientes pero que están relacionadas con los implantes chorreados con plasma muy rugosos ($>2,0\mu\text{m}$ S_a). Por otra parte, la documentación clínica de las superficies moderadamente rugosas, como los implantes atornillados Tioblast (Astra Tech) muestra que no se produce una incidencia mayor de

periimplantitis y, de hecho, los niveles de altura ósea se mantenían en el seguimiento a los 5 años (116-119).

Rugosidad (S_a)	Uso clínico	Beneficios potenciales	Riesgos potenciales
Lisa 0,0-0,4 μ m	Pilares, ciertos implantes “maquinados”	Ninguno si se utiliza para anclaje óseo	Demasiado lisa para una osteointegración adecuada
Mínimamente rugosa 0,5-1,0 μ m	Pilares roscados, Osseotite, la mayoría de los implantes utilizados antes de 1995	Mayor documentación clínica de todos los implantes	¿Más exigentes para odontólogos no entrenados?
Moderadamente rugosa 1,0-2,0 μ m	Tioblast, SLA, TiUnite, Frialit-2, la mayoría de los implantes actuales	Mayor respuesta ósea, tendencia a resultados clínicos mejores que los implantes roscados	Muchos, pero no todos los diseños, tienen sólo un seguimiento a corto plazo
Rugosa >2,0 μ m	Implantes de titanio chorreados con plasma y recubiertos de hidroxiapatita	Documentación positiva publicada de 5 años	Mayor incidencia de periimplantitis publicada en estudios

Tabla 1.- Características de diferentes superficies de implantes

En el año 20003, Rodríguez Rius y cols (103) realizaron un estudio sobre la caracterización físico-química de las superficies de 9 implantes dentales con tres tipos distintos de tratamientos. A bajos aumentos, todos los implantes presentaron una geometría homogénea y definida. Sin embargo a 2.000 aumentos se hicieron evidentes importantes diferencias en la topografía. Los implantes del lote “mecanizado” mostraron una superficie con marcas del mecanizado de la superficie en forma de valles paralelos. Los implantes del lote “grabado”, con mayor rugosidad, presentaron un

acabado superficial en forma de bloques, debido al ataque preferencial del ácido fluorhídrico, mientras que el lote “Avantblast” se observó una rugosidad en forma de concavidades con bordes externos agudos y una porosidad acentuada distribuida de forma homogénea, debida a la acción del reactivo.

Los parámetros de rugosidad de los implantes se muestran en la tabla 2. Los lotes “grabado” y “Avantblast” mostraron unos valores de rugosidad estadísticamente mayores (p-valor: 0,000) respecto al lote “mecanizado”. En este lote, la reducida rugosidad existente se debe a las ondulaciones producidas por el paso de la herramienta de mecanizado.

En el implante del lote “grabado”, el ataque químico incrementa la rugosidad hasta valores superiores al micrómetro. Un componente importante de la rugosidad de la superficie con grabado ácido son picos y valles de valores destacados, que incrementan de forma notable el valor medio de la rugosidad.

	S_a (μm)	S_q (μm)	S_p (μm)	S_y (μm)	S_t (μm)
Mecanizado	$0,37\pm 0,03$	$0,45\pm 0,04$	$1,48\pm 0,07$	$-1,50\pm 0,07$	$2,98\pm 0,11$
Grabado ácido	$1,06\pm 0,05$	$1,55\pm 0,10$	$19,65\pm 3,28$	$-15,00\pm 3,19$	$34,64\pm 5,01$
Avantblast	$1,23\pm 0,11$	$1,42\pm 0,22$	$7,44\pm 0,94$	$-6,68\pm 0,55$	$18,62\pm 9,71$

Tabla 2.- Parámetros de rugosidad en superficie (media \pm desviación estándar)

S_a : rugosidad media.

S_v : volumen vacío por unidad de superficie.

S_q : media de la raíz cuadrática de la rugosidad . S_t : máxima distancia pico-valle.

S_p : altura máxima.

Diversos estudios han mostrado que un bajo valor de rugosidad superficial, promueve la formación de cápsula fibrosa alrededor del implante, produce una menor área de contacto hueso-implante y resulta un torque de desinserción inferior al de las superficies más rugosas. Por el contrario, rugosidades de un micrómetro o mayores,

como las que presentan los implantes “grabados” y los “Avantblast”, mejoran la unión del hueso a la superficie del implante (120).

Según Martínez-Gonzalez y cols (104), la superficie Avantblast®, presenta una rugosidad controlada de valores de 2 μm . mediante esta técnica se consigue la ausencia de otras partículas o elementos que no sea el titanio, produciendo una limpieza integral en toda la superficie del implante disolviendo cualquier residuo orgánico o inorgánico. Este tipo de grabado no altera la microestructura del implante ni ocasiona detrimento de sus propiedades mecánicas, logrando una rugosidad homogénea debido a que el contacto de la disolución se produce al mismo tiempo en la totalidad de la superficie.

Guizzardi y cols (122) en el año 2.004, examinaron la respuesta de osteoblastos humanos frente a diferentes superficies de implantes. Observaron la relación del aumento de tamaño de las partículas usadas en el arenado de la superficie de los implantes previamente al ataque por baños ácidos, usando una variación desde 60 μm a 150 μm . Relataron que los peores resultados se obtuvieron en los modelos donde fueron usadas partículas de 100 μm a 150 μm . Donde el arenado asociado al ataque ácido fue realizado con partículas con diámetro de 60 μm los resultados mostraron proliferación y diferenciación celular más favorable.

Masaki y cols (123) en el año 2005, evaluaron la promoción de los factores osteogénicos de la adherencia de los osteoblastos y su diferenciación en las superficies de los implantes. Discos de titanio puro fueron arenados (TIOblast™), acondicionados con fluorhídrico, procesados sobre atmósfera de nitrógeno y almacenados en NaCl isotónico (SLA active). Las propiedades de la superficie del implante tratadas contribuyen a regular la diferenciación de los osteoblastos influenciando el nivel del hueso y de los factores de transcripción en el mesénquima con células pre-osteoblásticas.

Tortomano y cols (124) en el año 2006, relata que en las décadas de los 80 y 90 había opiniones acerca de la elección entre los implantes de superficie lisa o maquinada y de superficies tratadas.

Actualmente ya no se discute más si las superficies tratadas son superiores a las lisas. El tema hoy es acerca de cuál es el mejor tratamiento textural al que las superficies de los implantes deben ser sometidas (125).

Nagem y cols (126) en el año 2007, observaron que en superficies de implantes arenadas y tratadas con ácidos fuertes (SLA), los resultados demostraron que tanto la rugosidad como el tratamiento químico de las superficies pueden influir bastante en la fuerza superficial de cizallamiento (resistencia ofrecida a la remoción). Estas características de la superficie del titanio, además de optimizar el procedimiento, pueden permitir una puesta en función más precoz de los implantes y ampliar la gama de aplicaciones posibles para huesos alveolares de densidad inferior o favorecer su aplicación en hueso regenerado.

De ahí que desde la aparición y aceptación del uso de los implantes osteointegrados, en el tratamiento para la rehabilitación de pacientes parcial y totalmente edéntulos, se han desarrollado diversos sistemas para cuantificar la unión hueso-implante que serán objeto de estudio y desarrollo en el siguiente apartado (127).

III.3.- MÉTODOS DE VALORACIÓN DE LA ESTABILIDAD Y OSTEOINTEGRACIÓN DE LOS IMPLANTES.

Actualmente, los métodos clínicos disponibles para determinar la estabilidad de los implantes y la osteointegración se clasifican como (128,129):

III.3.1.-Test clínicos no invasivos.

El uso de los test son fundamentalmente de utilidad clínica, destacando la evaluación radiológica, el torque control, el test de percusión (Periotest®) y el análisis

del resonador de frecuencia (Osstell®).

III.3.1.1.- Evaluación radiológica.

Es el método más común utilizado para evaluar el éxito de la terapia implantológica. Permite identificar áreas radiotransparentes periimplantarias y valorar la altura ósea marginal. El inconveniente es que son bidimensionales con lo que se pueden enmascarar un defecto local. La exactitud y reproducibilidad pueden también comprometer la propia evaluación (69).

La literatura científica es abundante sobre cualquiera de los sistemas de implantes basándose su éxito en la pérdida de soporte óseo, objetivado con controles radiológicos.

A modo de ejemplo y sobre superficies de sustracción, en el año 2002, Davarpanah y cols (130), evaluaron 1583 implantes 3i (superficies de sustracción) para el tratamiento de 528 pacientes edéntulos en un periodo entre 1 y 5 años, estableciéndose controles clínicos y radiológicos anuales hasta los cinco años del estudio.

De todos los implantes, 707 fueron colocados en el maxilar y 876 en la mandíbula. 1162 implantes se insertaron en sectores posteriores. 48 implantes no completaron el seguimiento, y 55 fracasaron. La indicación protésica más habitual fue fija de tramos cortos, 440 casos, seguido de 172 prótesis unitarias, 56 de tramos largos y 4 sobredentaduras.

Los controles radiográficos tras 6, 12 y 24 meses mostraron, respectivamente, pérdidas óseas crestaes de $0,04 \pm 1,3$ mm., $0,12 \pm 1,6$ mm., y $0,2 \pm 1,7$ mm. La tasa de supervivencia acumulada fue del 96,5% a los cinco años de la inserción del implante, con 97,2% y un 95,8% de supervivencia en el maxilar y la mandíbula respectivamente. La citada tasa de éxito fue similar en segmentos anteriores (96,7%) y posteriores

(96,5%). Se registraron 55 fracasos en el estudio, 47 en la precarga por 8 en la postcarga. Por lo que los autores concluyeron que el presente artículo ofrece evidencias de altas tasas de éxito para los implantes 3i con superficies de sustracción.

Martínez –González y cols (104) en 2005, estudiaron el comportamiento clínico y radiológico de 290 implantes Avantblast, cargados de forma inmediata durante dos años. Se trató de un estudio observacional prospectivo en el que participaron 56 pacientes con un rango de edad entre 28 y 81 años. La selección de éstos se hizo previo estudio radiológico de proyecciones panorámica y tomográfica para realizar posteriormente el tratamiento implantológico con carga protésica y control evolutivo clínico (15 días, 1, 3, 6, 12, 18 y 24 meses) y radiológico (12 y 24 meses).

Los resultados arrojaron un 98,56% de éxito, por lo que los autores concluyeron que la carga inmediata puede y debe ser aplicada, siempre tras una minuciosa planificación y selección de los casos.

Estos mismos autores, un año más tarde, en 2006, volvieron a analizar el comportamiento de la superficie Avantblast®, mediante 80 implantes sometidos a carga inmediata en 20 pacientes desdentados inferiores, rehabilitados con sobredentaduras (131).

Todas las prótesis fueron soportadas sobre cuatro implantes de trece milímetros de longitud.

Los autores encontraron que las pérdidas óseas cervicales, durante el primer año, no existieron en un alto porcentaje (65%), mientras que en un 10% se produjo la reabsorción de la mitad cervical y en el 35% restante sobre las tres cuartas partes cervicales. El comportamiento durante el segundo año fue compatible a los patrones estándar, observándose pérdidas que oscilaron entre 0,5 y 1,5 milímetros.

De esta forma, concluyeron que la rehabilitación mediante sobredentaduras inferiores, debería contemplarse como una indicación prioritaria, planteándose la sustitución de los tratamientos implantológicos con periodos de reposos convencionales y/o precoces.

III.3.1.2.- Periotest.

Es un instrumento electrónico que mide las características de rigidez y vibración del diente natural rodeado por el ligamento periodontal. Está formado por una punta metálica que se desplaza con un movimiento de vaivén a una velocidad determinada (132).

Durante el proceso de medición el implante es golpeado automáticamente 16 veces (4 veces por segundo) por el percutor de la pieza de mano, entonces disminuye su velocidad y el aparato indica de forma directa, acústica y ópticamente, la capacidad de amortiguación del periodonto y de forma indirecta, la movilidad en forma de un valor Periotest. Se establece una escala de -8 a + 50, de modo que un valor negativo indica contacto con una superficie dura (osteointegración) y un valor positivo se relaciona con una superficie blanda. De modo general los valores de Periotest para implantes osteointegrados van de -6 a +3; y para no integrados de +11 a +50 (133).

Las limitaciones que presenta es que no puede diferenciar entre un implante integrado y no integrado; y es sensible a variables clínicas como (134):

- el punto de medida vertical en el pilar del implante
- la angulación de la pieza de mano.
- La distancia horizontal de la pieza de mano con el implante.

Dilek y cols (135) en 2008, estudiaron la estabilidad primaria de mini implantes en tibias de fémur de origen bovino estableciendo un rango adecuado de valores de

Periotest® desde -8 hasta +9 para poder realizar carga inmediata. Con el objetivo de evaluar de zirconio cargados de manera inmediata mediante coronas provisionales.

Payer y cols (136) en 2012, realizaron un estudio en 20 pacientes durante 24 meses utilizando 20 implantes de zirconio. Para ello, entre otros parámetros, analizaron la estabilidad primaria de dichos implantes mediante el uso de Periotest®. En el análisis de la estabilidad primaria obtuvieron valores negativos para todos los periodos de tiempo (desde el inicio hasta los 24 meses). Obteniendo los valores más bajos el día de la cirugía (-1.89 ± 1) y los más altos (-3.81 ± 1.7) a los 24 meses (tras 20 meses de carga oclusal), constatando una disminución progresiva de los valores de Periotest® en el tiempo, excepto los 6 primeros meses (coincidiendo en el periodo de osteointegración de los mismos).

Moon y cols (137) en 2008, realizaron un estudio comparativo entre carga inmediata y carga temprana utilizando, entre otros parámetros, el análisis de la estabilidad inicial y a las 16 semanas de la implantación mediante el uso de Periotest® en los distintos grupos de estudios; el grupo test (implantes con carga inmediata) y en el grupo control (implantes sin carga oclusal). Para ello se insertaron 5 implantes en 5 perros en la región mandibular izquierda. Situándose los valores del Periotest® entre -3.1 y 3.8 respectivamente.

Noguerol y cols (138), analizaron 1084 implantes Bränemark® en 316 pacientes durante 10 años con el objetivo de determinar la precisión del sistema Periotest® comparándola con el análisis de osteointegración mediante el uso de radiografías. Estos llegaron a la conclusión de que el sistema Periotest® es más sensible y fiable a la hora de predecir fracasos de osteointegración tempranos, y que valores superiores a -2 en la primera cirugía pueden ser indicativos de una escasa estabilidad primaria y, por consiguiente, pueden ser riesgo en la posterior osteointegración.

III.3.1.3.- Percusión.

Se ha utilizado durante mucho tiempo para comprobar la osteointegración mediante un golpecito con un instrumento metálico, se interpreta el ruido sonoro producido por la resonancia y humedad (139).

III.3.1.4.- El análisis del resonador de frecuencia (Osstell®).

Este método utiliza un pequeño transductor que se fija al implante mediante un pilar transmucoso con unas medidas estándar, que transforma señales físicas en eléctricas (140).

Contiene dos elementos piezoeléctricos. Al excitar uno de estos dos elementos piezoeléctricos mediante una onda sinusoidal generada por un analizador de frecuencia, el transductor vibra. La respuesta es medida por el segundo elemento piezoeléctrico y el aparato traduce la frecuencia de vibración del implante en un valor ISQ (el cociente de estabilidad del implante), y que está dentro de una escala de 0 a 100. De modo que cuanto mayor es la rigidez mayor es la frecuencia de resonancia, y por tanto, cuanto mayor sea el grado de estabilidad de un implante mayor será su frecuencia de resonancia. Cuanto mayor es el valor ISQ mayor es la estabilidad del implante (141).

En todos los casos el transductor se coloca perpendicular a la cresta ósea y se atornilla sobre el implante con una fuerza de 10 N, que se consigue con un apretamiento manual (132).

Desde el punto de vista experimental, destaca el trabajo realizado por Meredith y cols (142) en 1996, quienes midieron la frecuencia de resonancia de implantes colocados en tibias de conejo, en el momento de la inserción y a los 14 y 28 días después de su colocación y adicionalmente en 6 implantes a los 42, 56, 93, 122 y 168 días. Se observó un incremento en la frecuencia de resonancia después de 14 (405

Hz \pm 234) y 28 (658Hz \pm 322) días, pero el incremento en la frecuencia de resonancia se niveló tras aproximadamente 40 días y se observaron muy pocos cambios posteriores.

Estos mismos autores en 1997, pero desde un punto de vista clínico, realizaron un estudio en el que se evaluaron las medidas del resonador de frecuencia para medir la estabilidad de los implantes. Para ello, se distribuyeron en dos grupos; el grupo A formado por 9 pacientes, cada uno de los cuales se les colocaron un total de 56 implantes, y el grupo B, formado por 9 pacientes a los que se les colocó un total de 52 implantes. Las medidas se realizaron en el momento de la instalación de la fijación y a los 8 meses. Se observó que la frecuencia de resonancia aumentó de un valor medio de 7473Hz \pm 127 a una media de 7915Hz \pm 112 (143).

En la misma línea, Frieberg y cols (144), estudiaron 75 implantes Bränemark en 15 mandíbulas edéntulas con hueso de alta densidad. Se midió la frecuencia de resonancia a los 3-4 meses para evaluar los cambios de estabilidad durante la cicatrización. Por el contrario, se comprobó que los implantes fueron tan estables en el momento de la colocación como cuando se midieron posteriormente a los 3-4 meses.

Los mismos autores, llevaron a cabo un nuevo estudio observacional y a mayor tiempo en 9 pacientes con el maxilar edéntulo; se realizaron mediciones con el resonador de frecuencia en el momento de la colocación del pilar y al año, para valorar cambios de estabilidad. Cuando se realizaron estas mediciones, de nuevo se vio que no existían diferencias significativas entre los diferentes periodos de observación (145).

III.3.2.-Test clínicos invasivos.

Su uso está justificado para pruebas de investigación preclínicas, y destacan fundamentalmente el torque de desinserción y el análisis histomorfométrico (146).

III.3.2.1.- Torque de desinserción.

Se utiliza para evaluar la fuerza de la interfase implante-tejido. Para la medición del torque de desinserción se utilizan diversos medidores de fuerza, destacando por su frecuencia de uso en los estudios publicados los modelos Tohnichi, Detector AB, Mark 10 20, MTS, Compudriver-Computorque. Todos ellos expresan sus resultados en Ncm como unidad de fuerza (147).

Para llevar a cabo la medición del torque de desinserción se coloca el transportador del implante y sobre éste se fija la llave de calibración en la porción más apical del transportador siguiendo la misma dirección del eje longitudinal del implante y se realiza el registro del torque de desinserción (146).

Estos test biomecánicos se han realizado sobre animales de experimentación, siendo la tibia y fémur de conejo las ubicaciones más frecuentes recogidas en la literatura, seguida por los perros Beagle, realizándose estudios también en cerdos, cabras, mandriles... (148).

Uno de los mayores inconvenientes que se pueden encontrar en la literatura científica sobre estos test es que su realización y los valores apuntados no resultan muy homogéneos dada la diferencia entre los animales empleados en cada experimentación (149).

El tiempo de reposo medio en la mayoría de estudios publicados es de tres meses, incluso se realizan mediciones en menor tiempo, 1 mes y 2 meses. Este corto periodo de cicatrización, para valorar los diferentes comportamientos de las superficies, responde a reducir los tiempos de carga del implante (150).

Henry y cols (151) en el año 2000, llevaron a cabo un estudio en mandíbulas de perros, donde compararon las superficies con doble grabado ácido y las TiUnite.

Valorando los resultados a las 8 semanas, obtienen mejores resultados para las superficies TiUnité (110 Ncm) frente al doble grabado (70 Ncm).

En otro estudio llevado a cabo por Pebe P y cols (152) donde se utilizó perros de raza Mongrel, se insertaron los implantes en sus mandíbulas, obteniéndose unos resultados de torque de desinserción de 40 Ncm para las superficies lisas, 51 Ncm para las tratadas con arenado de partículas de TiO_2 y 66 Ncm para los implantes arenados y posteriormente grabados. Se realizaron los registros a las 16 semanas, existiendo correlación con los resultados de porcentaje de contacto hueso-implante.

Kwon y cols (153) en el 2013, llevaron a cabo un estudio en el que utilizaron 12 minipigs, a los que se les colocó dos tipos de implante en cada tibia, tratados con sandblasting y grabado ácido. Se dividieron en dos grupos, grupo A: con presencia de microespiras en la porción marginal y el grupo B: sin la presencia de microespiras. Los animales fueron sacrificados a las 4, 8 y 12 semanas. Los resultados que se obtuvieron del torque de desinserción fueron a las 4 semanas de 169.1 ± 40.3 Ncm para el grupo A y de 145 ± 56 Ncm para el grupo B, a las 8 semanas 265.0 ± 9.9 Ncm para el grupo A y de 243.8 ± 25 Ncm para el grupo B y a las 12 semanas 267.6 ± 28.6 Ncm para el grupo A y 274.4 ± 25 Ncm, para el grupo B. Concluyendo que para ambos tipos de superficie los valores de torque de desinserción incrementaron entre las 4 y 8 semanas, no existen diferencias significativas entre ambos grupos para los periodos de tiempo entre 8 y 12 semanas.

Cheng y cols (154) en su estudio, investigaron el efecto de los iones hidruro sobre la formación ósea y la resistencia ósea de unión en la primera etapa de implantación. Los implantes y las placas fueron tratadas de dos formas: implantes de prueba (superficies del implante con el ión hidruro) y el implante de control (superficies del implante sin el ión hidruro). Se colocaron un total de 60 implantes (30 de prueba y

30 de control), se insertaron en tibias de conejo. El sacrificio fue a las 2 y 8 semanas. Los valores de torque de desinserción fueron para el grupo test de $18,75 \pm 4,71$ Ncm a las 2 semanas y de $37,70 \pm 8,54$ Ncm a las 8 semanas mientras que para los implantes del grupo control fueron de $13,25 \pm 2,71$ Ncm a las 2 semanas y de $22,90 \pm 9,84$ Ncm.

III.3.2.2.- Histomorfometría.

Esta técnica proporciona datos exactos y cuantitativos respecto al contacto del hueso en el hueso del implante. Se realiza preferentemente en modelos animales (155).

Desde un punto de vista de la técnica, se utilizan fresas de trefina que tienen diferentes tamaños para adaptarse a los distintos diámetros de los implantes. Se colocan en la pieza de mano y con irrigación abundante y constante de suero fisiológico se extrae el implante y una pequeña porción del hueso que rodea a éste (156).

En el momento actual, numerosas superficies son evaluadas con este procedimiento y con la finalidad de demostrar sus diferencias respecto a otras.

A modo de ejemplo, Marinho y cols (157), estudiaron las diferencias de contacto hueso-implante entre superficies TPS y SLA. Este trabajo se realizó en tibias de rata y observó que los porcentajes de BIC obtenidos para la superficie arenada/grabado ácido a los 5 ($9,66 \pm 1,5\%$ para los implantes TPS y de $10 \pm 1,0$ para los implantes SLA) y 15 días ($13,3 \pm 2,0$ para los implantes TPS y de $12,0 \pm 1,5$ para los implantes SLA) no presentaban diferencias estadísticamente significativas, mientras que los resultados que presentaron a los 30 ($42,0 \pm 4,5$ para la superficie TPS y de $54,0 \pm 2,0$) y a los 60 días ($53,0 \pm 1,4$ para los implantes TPS y de $60,6 \pm 1,5$ para los implantes SLA) fueron muy superiores a los que mostraron la superficie TPS en los mismos tiempos.

Lazzara y cols (53) insertó 39 implantes especiales (2mm de diámetro y 5 mm de longitud) roscados con superficies opuestas maquinada y disolución ácida en 11 pacientes en sectores posteriores del maxilar. Tras un periodo de cicatrización de 6

meses, los implantes fueron retirados con trefina y los resultados histológicos obtenidos revelaron un porcentaje BIC de 72,96% en el lado con tratamiento grabado ácido frente a un 33,98% en el lado de superficie maquinada.

Cochram y cols (158) en el año 1998, en un estudio histomorfométrico en mandíbulas de perro, donde se comparaban implantes TPS frente a SLA, presentaron resultados que coincidían con los expuestos por Busser y cols. en 1998 al comparar estos dos tipos de superficie. Siendo los resultados biomecánicos e histomorfométricos superiores para la superficie SLA frente a la TPS en los periodos iniciales (<3 meses) ($72,33 \pm 7,16\%$ para la superficie SLA y de $52,15 \pm 9,19\%$ para la superficie TPS), igualándose pasado este periodo inicial (6 meses) ($68,21 \pm 10,44\%$ para la superficie SLA y de $78,18 \pm 6,81\%$), y posteriormente volviendo a diferenciarse pasados 12 meses ($71,68 \pm 6,64\%$ para la superficie SLA y de $58,88 \pm 4,62\%$ para la superficie TPS).

En un intento de mejorar las superficies implantarias, se han venido desarrollando nuevas superficies con diferentes elementos entre los que destacan el zirconio.

Mai y cols (159) realizaron un estudio para valorar la biocompatibilidad de la superficie de los implantes de Zirconio. Para ello se crearon defectos quirúrgicamente en el cráneo de ratas macho adultas y se colocaron dichos implantes. Tras un periodo de cicatrización de 28 y 56 días, se procedió al análisis histomorfométrico, cuyos resultados muestran un valor medio de hueso regenerado del 36,3% a los 28 días de curación y de un 58,2% a los 56 días. El estudio concluyó que la modificación de la superficie de óxido de Zirconio fue biocompatible y osteoconductiva.

Thomas y cols (160) evaluaron un implante de Titanio-Zirconio de nuevo desarrollo (TiZr) y se comparó con uno de Titanio puro disponible comercialmente (Ti), ambos fueron sometidos al mismo tratamiento de superficie. Se colocaron 12 implantes

en 9 perros (6 de TiZr y 6 de Ti) en la mandíbula al azar. Se realizaron controles radiográficos después de la colocación de los implantes y en el sacrificio a las 2, 4 y 8 semanas. En los controles radiográficos desde el inicio hasta las 8 semanas se observó una pérdida media de hueso de $0,09 \pm 0,33$ mm para las superficies de TiZr y una ganancia de $0,02 \pm 0,3$ mm para los de Ti. Los valores BIC obtenidos en el análisis histomorfométrico alcanzaron un máximo de $86,9\% \pm 6,8\%$ a las 8 semanas para los implantes de TiZr y un $83,4\% \pm 5,9\%$ a las 4 semanas para las superficies de Ti. No observándose diferencias estadísticamente significativas en ningún momento.

Del mismo modo Stadlinger y cols (161) hicieron una comparativa de implantes de Titanio y de Zirconio tras un corto periodo de cicatrización. Para ello se colocaron 14 implantes de Zirconio y 7 de Titanio a nivel mandibular de 7 minipigs. A las 4 semanas se evaluó el análisis histológico de tejido blando y duro y el análisis histomorfométrico del contacto hueso-implante. Los valores más altos se encontraron para los de Zirconio sumergidos con un BIC del 80% seguido del de Titanio, con un 74% y por último el de Zirconio no sumergido con un 63%. Los resultados obtenidos sugieren que no existen diferencias estadísticamente significativas entre los implantes de Titanio y los de Zirconio durante este periodo de cicatrización.

Gahlert y cols (162), compararon la respuesta del tejido óseo a la superficie modificada con óxido de zirconio (ZrO_2) y los implantes de Titanio. Como grupo control se utilizaron los implantes de Titanio de forma idéntica con chorreado de arena y la superficie grabada al ácido (SLA). Se realizó el análisis histomorfométrico y los resultados indicaron que no existían diferencias en la osteointegración entre implantes de ZrO_2 y los control de Ti-SLA respecto a la relación BIC y la densidad ósea periimplantaria.

Koch y cols (163) en su estudio, evaluaron la osteointegración de una sola pieza de circonio vs implantes de Titanio en función de su profundidad de inserción por histomorfometría. Para ello colocaron 4 implantes de una pieza geométrica idéntica (óxido de zirconio sin recubrir, recubierto, titanio y material sintético) en cada lado de 6 perros mestizos. A los 4 meses se hizo el sacrificio. El BIC de la parte apical del implante de circonio y Titanio ascendió al 59,2% para el óxido de circonio sin recubrir, el 58,3% de circonio recubierto, el 26,8% para el material sintético y el 41,2% de los implantes de Titanio.

Otro elemento como la hidroxiapatita cuyos resultados tuvieron hace años cierta controversia, ha sido desarrollado bajo diferentes combinaciones presentando resultados alentadores.

Vidigal y cols (164) evaluaron la respuesta de los implantes en hueso sano y osteoporótico, utilizando 10 conejas de Nueva Zelanda ovariectomizadas, sometidas a una dieta hipocálcica y 10 conejos farsa de edad. Se colocaron 3 implantes diferentes en la tibia, en la metáfisis proximal de cada animal; 1 implante de aleación de Titanio (Ti), 1 implante recubierto de hidroxiapatita de pulverización de plasma (HA-PS) y otro recubierto de hidroxiapatita con el proceso biomimético (HA-B). Tras un periodo de 3 meses la histomorfometría mostró un BIC de los implantes de Titanio de 73,09+/-13,74% en el sano y 66,09+/-30,01% en animales ovariectomizados. El BIC para la HA-PS fue 64,83+/-15,65% y 90+/-8,14% para los animales sanos y los ovariectomizados respectivamente y 88,66+/-5,30 y 87,96+/-10,71% para los implantes de HA-B colocados en las mismas condiciones. Las diferencias entre los implantes en condiciones saludables y ovariectomizados no fueron estadísticamente significativas ($P>0,05$), la única diferencia significativa dentro de los grupos en los animales sanos entre los implantes de titanio ($P<0,06$) HA-B.

En esta línea, Yang y cols (165) en el año 2012 realizaron un estudio 30 implantes, la mitad de hidroxiapatita revestida y la otra mitad de estroncio hidroxiapatita revestido, los cuales se insertaron en los fémures de 15 conejos. El análisis histomorfométrico demostró que a las dos semanas no existían diferencias entre los dos grupos. A las cuatro y ocho semanas el grupo recubierto por estroncio hidroxiapatita tuvo un contacto hueso-implante significativamente mayor; con lo que las superficies con revestimiento de estroncio hidroxiapatita tienen el potencial de mejorar la osteointegración de implante.

Rebollal y cols (166) en su estudio colocaron 10 implantes de Titanio comercialmente puro, que miden 3,75 mm de diámetro y 10 mm de longitud, se recubrieron con hidroxiapatita por el proceso biomimético y se insertaron en la metáfisis proximal de la tibia derecha de 10 conejos adultos hembras de Nueva Zelanda. Tras un periodo de cicatrización de 3 meses, los animales fueron sacrificados. Se realizó el análisis histomorfométrico donde se verificó que no hubo diferencias estadísticamente significativas ($P>0,05$) entre los resultados de las diferentes secciones histológicas.

Cheng y cols (167), en 2012 evaluaron en su estudio el efecto del recubrimiento de nano-hidroxiapatita delgada en la osteointegración (nano-HA). A las 12 semanas se realizó el torque de desinserción y el análisis histomorfométrico donde se concluyó que el recubrimiento de nano-hidroxiapatita mejora la osteointegración en ratas.

Al- Hamdam y cols (168), realizaron un estudio en 11 perros Beagle donde evaluaron dos superficies de implantes, la superficies SLA (chorreado y grabado al ácido) y los implantes de superficie modificada hidroxiapatita nano-metros de escala “Nano TiteTM”. El sacrificio se realizó a las 2,4 y 8 semanas. Para ambas superficies, el porcentaje de BIC aumentó significativamente con el tiempo, no encontrándose diferencias estadísticamente significativas para ambas superficie en los diferentes

tiempos de implantación, siendo los valores del BIC a las 2 semanas de 53,9% para la superficie Nano Tite™ y de 59,6% para la superficie SLA, a las 4 semanas los valores del BIC fueron de 71,5% para la superficie Nano Tite™ y de 78,3% para la superficie SLA y a las 8 semanas, los valores del BIC fueron de 85,9% para la superficie Nano Tite™ y de 89,6% para la superficie SLA.

Faeda y cols (169), en su estudio analizaron los efectos de la modificación de la superficie de Titanio por ablación por láser (Nd-Yag) seguido por deposición química fina de hidroxiapatita. Para ello se utilizaron 48 conejos a los que se colocó un implante en tibia de superficie AS mecanizada (MS), laser modificado (LMS) y recubierto de hidroxiapatita (HA). Se evaluó el contacto hueso-implante (BIC) y el área ósea (BBT) a las 4,8 y 12 semanas, en la región cortical y esponjosa. Los resultados del BIC que se obtuvieron para las regiones corticales fue mayor ($p<0,001$) en el LMS y los implantes de HA para todos los periodos sin diferencias. Para el área esponjosa, el LMS y los implantes de HA mostraron mayor BIC que los MS en los periodos iniciales ($p<0,001$). El LMS y la HA mostraron valores similares en la región cortical, pero se observó una tendencia a valores más altos de HA en la región trabecular durante todos los periodos. Los resultados concluyeron que las superficies de HA de recubrimiento biomimético precedido por el tratamiento con láser induce la osteogénesis de contacto, permitiendo la formación de una interfase hueso-implante más estable.

Estudios recientes han sugerido que los iones de Magnesio ejercen un efecto beneficioso sobre la osteointegración del implante. Al respecto, Park y cols (170) en su estudio realizado en 12 conejos de Nueva Zelanda, evaluaron la osteointegración de los implantes de Titanio microestructurado comerciales que incorporan Magnesio. Las características de la superficie se evaluaron por microscopia electrónica de barrido, espectroscopia de fotoelectrones de Rayos X y perfilometría óptica. Se utilizaron un

total de 24 implantes y el análisis histomorfométrico se realizó a las 4 semanas después de la implantación, obteniéndose unos valores medios de BIC de $49,4 \pm 10,4\%$ para los implantes RBM y de $62,4 \pm 6,6\%$ para los implantes RBM/Mg. Los resultados que se obtuvieron indican que las superficies con Magnesio incorporado puede ser eficaz en la mejora de la osteointegración aumentando el grado de contacto hueso-implante en las zonas de hueso esponjoso.

Ahn y cols (171) en 2010 realizaron un estudio para investigar la comparación histomorfométrica y biomecánica de los implantes de diámetro pequeño con diferentes diseños. Estos implantes se dividieron en 6 grupos: grupo 1: implantes mecanizados, grupo 2: implantes tratados con granalla reabsorbible (RBM), grupo 3: implantes mecanizados con una ranura vertical larga, grupo 5: implantes (RBM) tratados con una ranura vertical en el hilo superior, grupo 6: implantes RBM tratados con una ranura vertical en la parte inferior del tronco. Los implantes de muestra se colocaron en el lado medial de la tibia de un conejo. El sacrificio se realizó a las 2, 4 y 8 semanas después de la cirugía. El torque de desinserción se midió y se realizó análisis histomorfométrico. Se midieron el contacto hueso-implante y el porcentaje del área de hueso en el interior de las roscas. Los implantes tratados con RBM con grupos de ranura vertical mostraron valores significativamente más altos en contacto hueso-implante y la tasa de área de hueso que la de los grupos de superficie mecanizada.

Cheng y cols (154), investigaron el efecto e los iones hidruro sobre la formación ósea y la resistencia ósea de unión en la primera etapa de implantación. Los implantes y las placas fueron tratadas de dos formas: implantes de prueba (superficies del implante con el ión hidruro) y el implante de control (superficies del implante sin el ión hidruro). Se colocaron un total de 60 implantes (30 de prueba y 30 de control), se insertaron en tibias de conejo. El sacrificio fue a las 2 y 8 semanas. El análisis histomorfométrico

demonstró que en los implantes de prueba aumentó significativamente el contacto hueso-implante y la formación de hueso alrededor del implante a las 2 y 8 semanas (grupo control fue de 42% a las 2 semanas y de 62% a las 8 semanas mientras que para el grupo test fue del 61% a las 2 semanas y del 78% a las 8 semanas); con lo que los resultados obtenidos sugieren que la presencia de iones hidruro en la superficie del implante pueden mejorar la integración del hueso con la superficie del implante en la primera etapa de implantación.

Barros y cols (172), evaluaron histomorfométricamente la influencia de las distancias interimplantarias (ID). Se extrajeron los premolares mandibulares bilaterales de 6 perros y después de 12 semanas, a cada perro se les colocó 8 implantes Neodent® (nuevo arenado y grabado ácido con conexión de cono Morse), (4 colocaron a 1,5 mm subcrestal) (SCL) en un lado de la mandíbula y 4 colocados equicrestal (ECL) en el otro lado de la mandíbula), alternado el ID de 2 y 3 mm. Los grupos experimentales fueron SCL con los ID de 2 mm (2SCL) y de 3 mm (3SCL) y ECL con los ID de 2 mm (ECL2) y 3mm (ECL3). Se colocaron coronas metálicas. A las 8 semanas se sacrificaron y se realizó el análisis histomorfométrico para comparar la remodelación ósea y los índices de reabsorción del hueso crestral, los grupos SCL fueron significativamente más bajos que los grupos ECL. Además, la reabsorción ósea vertical alrededor de los implantes también fue inferior en los grupos del SCL, pero sin significación estadística. No se encontraron diferencias entre las diferentes identificaciones. Todos los grupos presentaron niveles similares de contacto hueso-implante, y la densidad ósea histológica.

Calvo Guirado y cols (173) en su estudio extrajeron premolares tercero y cuarto y las raíces distales de los primeros molares mandibulares de forma bilateral en 6 perros Beagle. Se colocaron 3 implantes a cada lado de la mandíbula. En el lado derecho con la

superficie condicionada, esto es chorreado de arena y posterior grabado ácido (CS) y en el lado izquierdo con la superficie no condicionada, solo chorreado de arena (NCS). Los perros se sacrificaron a las 2 (n=2), 4 (n=2) y 12 (n=2) semanas tras la colocación del implante. Los patrones de curación microscópica a las 2,4 y 12 semanas para los dos tipos de implantes (CS) y (NCS) presentaron resultados cualitativos óseos similares. La reabsorción media del hueso crestal se encontró que era mayor para todos los implantes (NCS) ($2,28 \pm 1,9$ mm) que (CS) ($1,21 \pm 1,05$ mm) a las 12 semanas. La media del porcentaje de hueso de nueva formación en contacto con los implantes fue mayor en los implantes CS ($44,67 \pm 0,19$ %) que con los NCS ($36,6 \pm 0,11$ %).

Por último, Caneva y cols (174) en 2011 evaluaron la influencia de la hidroxiapatita enriquecida con Magnesio (MHA) (Sint Life®) en la preservación del contorno de hueso y la osteointegración en implantes colocados inmediatamente en alveolos postextracción. Para ello se colocaron en la región de premolares mandibulares implantes postextracción en 6 perros labradores. La hidroxiapatita enriquecida con Magnesio se colocó en sitios de prueba, mientras que los sitios de control no recibieron materiales de aumento. Se sacrificaron los animales a los 4 meses y se realizó el análisis histomorfométrico. Tras los 4 meses, un implante del grupo control no se integró. La reabsorción ósea se produjo tanto en los grupos control como en los de prueba; mientras que el contacto hueso-implante más coronal fue similar entre los polígonos del grupo control y prueba, el contorno de la cresta ósea alveolar se mantuvo a un nivel más alto en la cara vestibular de los grupos de prueba (pérdida: 0,7 mm) en comparación con los grupos control (pérdida: 1,2 mm), aunque esta diferencia no alcanzó significación estadística. Concluyeron que el uso de hidroxiapatita enriquecida con Magnesio para rellenar el defecto alrededor de los implantes postextracción no contribuyó significativamente al mantenimiento de los contornos de la cresta del hueso alveolar.

IV.- MATERIALES Y METODOLOGÍA

IV.1.- MATERIALES:

IV.1.1.- Recursos animales.

El presente estudio se llevó a cabo en el Servicio de Experimentación Animal del Hospital Militar Gómez Ulla (Madrid); para ello se emplearon cinco cerdos minipigs adultos machos de 55 Kg de peso medio. A todos los animales se les colocó un chip de identificación intradérmico y se les alimentó con una dieta convencional de laboratorio siempre supervisado por un veterinario y Cumpliendo el Real Decreto del 1 de febrero, 53/ 2013, para la protección de animales con fines de experimentación.

IV.1.2.- Material Farmacológico

La fase quirúrgica del estudio se realizó con anestesia general. Para la fase de inducción de la anestesia general se empleó:

- Carazolol (Suacron®)
- Azaperona (Stresnil®)
- Atropina
- Ketamina (Imalgene 1000®)
- Midazolam (Dormicum®)

El mantenimiento se consiguió con:

- Oxígeno
- Óxido nitroso
- Forane®

La reversión se realizó mediante:

- Flumacénilo (Anexate®)

Para el postoperatorio se necesitaron medicamentos como:

- Antibiótico: Rofloxacina 2,5-5 mg/Kg i.m./24 horas
- Analgésicos: Fenilbutazona 5-7 días

- Antiinflamatorio: Prednisolona i.m. o subcutánea 0,04 mg/kg.

Para el sacrificio se utilizó Pentobarbital.

IV.1.3.- Material quirúrgico.

- | | |
|---|---------------------------------|
| - Mango bisturí N°3 | - Hoja de bisturí N° 15 y N° 30 |
| - Periostotomos | - Pinza de disección largas |
| - Pinzas de Adson | - Pinza mosquito |
| - Pinzas Kocher | - Separadores |
| - Aspiración quirúrgica | - Tijeras |
| - Gasas estériles | - Porta agujas Mayo |
| - Material rotatorio de alta y baja velocidad | - Suero fisiológico |
| - Fresas de tungsteno redondas y de fisura | - Povidona yodada |
| - Sutura (Vicryl 4/0, seda trenzada 2/0) | |

IV.1.4.- Material implantológico

El material implantológico utilizado es el habitual y específico para la colocación de implantes (Figura IV.1), y que se resume en:

- Fisiodispensador de alta y baja velocidad.
- Fresa redonda de marcado.
- Fresa piloto (2.3), fresa de 2.8, fresa de 3.0 y fresa de 3.6.
- Macho de terraja manual y mecánico.
- Llave de carraca.
- Transportador de implantes manual y mecánico.
- Destornilladores largos y cortos.

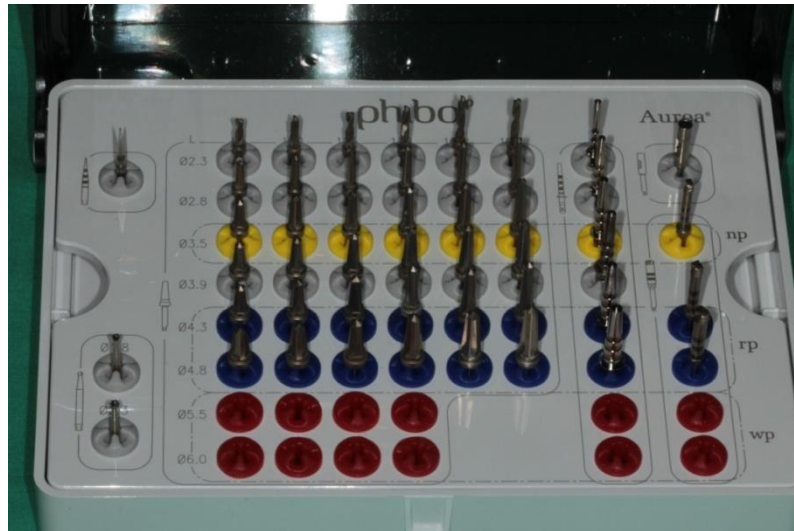


Figura IV.1. Material implantológico

IV.1.5.- Material implantado.

Se utilizaron un total de 50 implantes Phibo® TSA, de los cuales se colocaron seis implantes en la región costal y cuatro implantes en la región tibial.

El diámetro de los implantes utilizados fue de 4mm y la longitud de 10mm, de superficie Avantblast®, tratados superficialmente con doble grabado ácido (sulfúrico y fluorhídrico) y posterior tratamiento térmico en horno. (Figura IV.2)

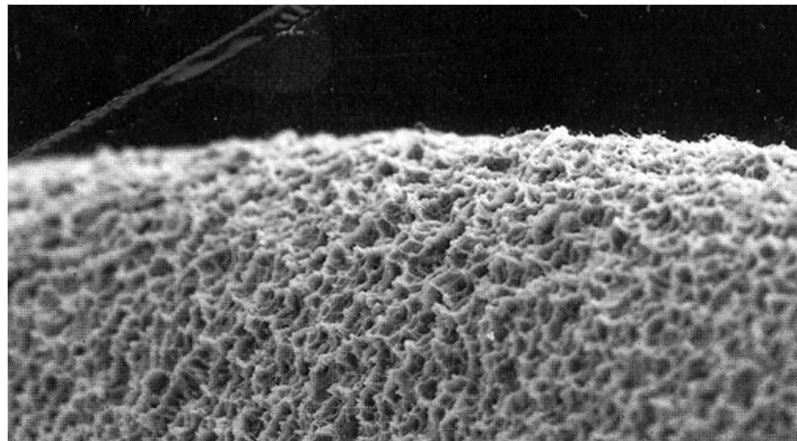


Figura IV.2. Superficie Avantblast® vista a microscopía electrónica

IV.1.6.- Material de medición del Resonador de frecuencia.

Para medir la estabilidad primaria se utilizó el Resonador de Frecuencia Ostell®, con un transductor específico para el sistema de implantes. De esta forma, se

consigue transformar las señales físicas en eléctricas, obteniéndose un valor o coeficiente ISQ. (Figura IV.3)



Figura IV.3. Resonador de frecuencias Osstell®

IV.1.7.- Material de medición del torque de desinserción.

Para cuantificar la fuerza necesaria de los implantes, se utilizó un calibrador de torque Gauge Tohnichi modelo BGT 150 CN-S con un rango de registro de 0 a 150 Nw/cm. (Figura IV.4)

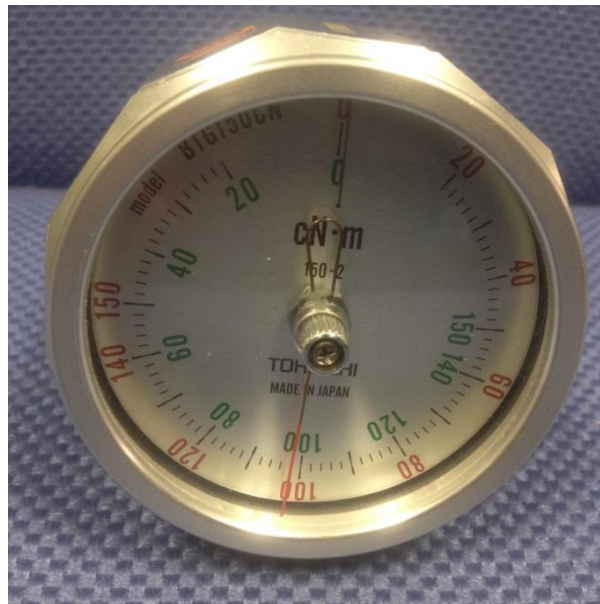


Fig. IV.4. Calibrador de torque Gauge Tohnichi

IV.1.8.- Análisis histológico e histomorfométrico.

Como material de fijación se utilizó formaldehído y alcoholes a diferentes concentraciones.

Para obtener los diferentes bloques y su posterior corte y pulido, fueron necesarios la utilización de diferentes polímeros de metacrilato y la pulidora Exakt®.

En cuanto al material de tinción, se aplicaron técnicas con tinción de Masson, Azul Alcían, Hematoxilina-Eosina y Azul de toluidina y Hematoxilina.

Por último, para cuantificar la neoformación ósea y la osteointegración, un densitómetro XR-26 Norland®.

IV. 2.- METODOLOGÍA

La metodología que se siguió en este estudio de investigación constó de las siguientes ocho fases:

IV.2.1.- Diseño del estudio.

Experimental, siguiendo la normativa reguladora que establece la Comunidad Autónoma de Madrid sobre “autorización de proyectos para experimentación animal (RD 53/2013), utilizando como zonas experimentales del minipig, la séptima costilla y la tibia, para lo cual se colocaron seis implantes en la región costal y cuatro implantes en la región tibial.

IV.2.2.- Preanestesia y anestesia.

La intervención se realizó bajo anestesia general. Para ello se mantuvieron los animales en ayunas de sólidos las 24 horas precedentes y 12 horas en ausencia de líquidos.

Aproximadamente treinta minutos antes de la intervención se procedió a la preanestesia que se administró por vía intramuscular en la misma jeringa:

- Carazolol (Suacron® 0,1 mg/10 Kg; 0,2 ml/ 10Kg).

- Azaperona (Strenil® 1mg/Kg; 0,25 ml/ Kg).
- Atropina 0,5 mg/ 50Kg; 0,5-1 ml.

Seguidamente se procedió a la fase de inducción con intubación endotraqueal previa administrando por vía intramuscular en la misma jeringa:

- Ketamina (Imalgene 1000® 5 mg/ Kg; 0,5 ml/ 10 Kg.
- Midazolam (Dormicum® 0,5 mg/ Kg; 1 ml/ 10 Kg.

Para la fase de mantenimiento se aplicó:

- Oxígeno 1L
- Óxido Nitroso 1L
- Forane® 1-1,5 L

IV.2.3.- Procedimiento quirúrgico.

Tras el rasurado de la zona costal, se llevó a cabo la desinfección del campo quirúrgico con una solución yodada, y se procedió a la incisión y despegamiento por planos, donde se observó la gran cantidad de panículo adiposo y bajo éste el tejido muscular. (Figuras IV.5 y IV.6) Una vez realizada la desinserción muscular se pudo ver la región costal totalmente liberada, y se procedió a colocar un separador en la parte interna de dicha costilla que estableciese un tope durante el fresado del lecho implantario evitando que, como consecuencia de un posible sobrefresado, se perforase la pleura. (Figura IV.7)

Una vez protegida la zona se procedió a la colocación de los implantes a nivel de la séptima costilla con instrumentos rotatorios a baja velocidad e irrigación constante y abundante con suero salino, manteniendo la longitud de trabajo a 10 mm en todas las fresas, comenzando por la fresa piloto de 2.3, pasando por la de 2,8, 3.0 hasta llegar a la fresa de 3.6. Entre los lechos implantológicos se dejó una distancia de 1 cm.

Una vez obtenidos los diferentes lechos óseos se procedió a la colocación de los seis implantes, primeramente con instrumento rotatorio e irrigación constante, para terminar su colocación manual mediante carraca e irrigación constante. (Figura IV.8)

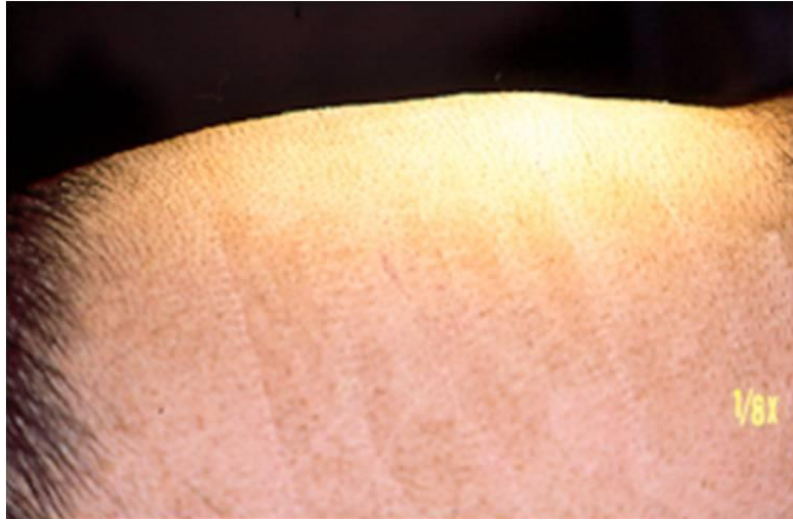


Figura IV.5. Desinfección del campo en la región costal.

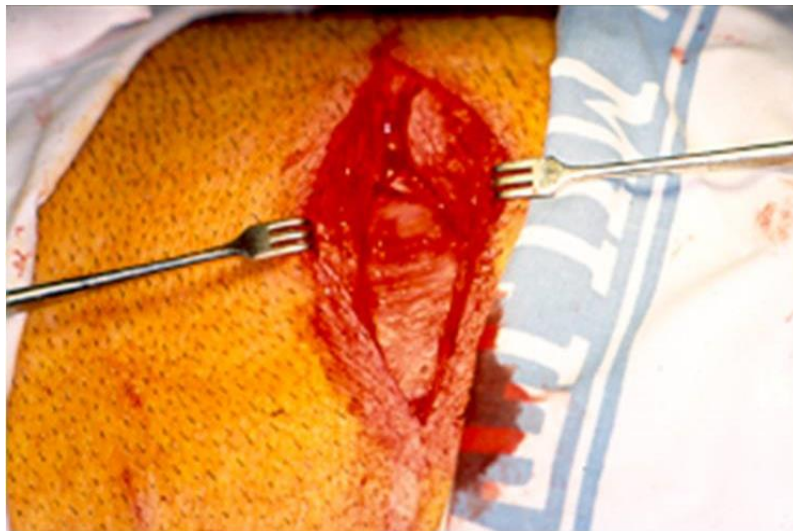


Figura IV.6.- Incisión y despegamiento por planos en la región costal.

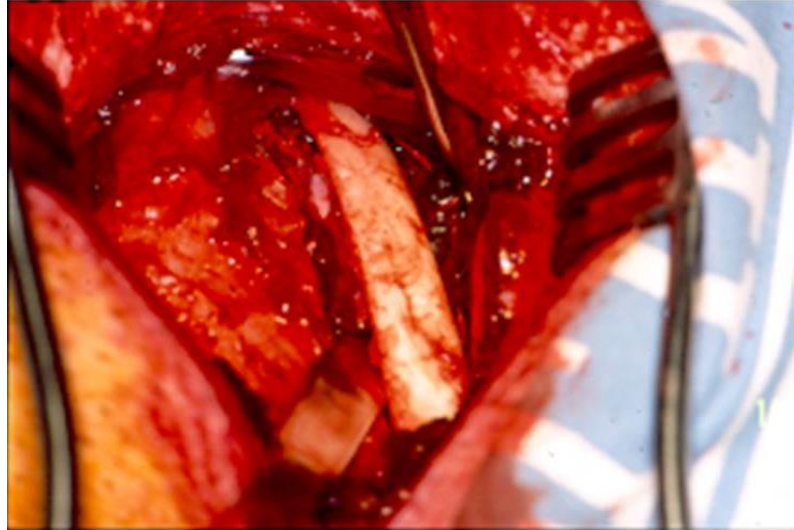


Figura IV.7. Localización y protección de la séptima costilla.



Figura IV.8. Inserción de los implantes

Una vez colocados todos los implantes se retiraron los transportadores de los implantes (Figura IV.9), y se realizó la primera medición con el Ostell® (las mediciones se realizaron siempre desde el implante más medial al más lateral); para ello se colocó el transductor del Ostell® en el implante de forma que quede perpendicular a la superficie del implante y se apretó con el destornillador, procediéndose a obtener el coeficiente ISQ.

Terminadas las mediciones se colocaron los tornillos de cierre y se procedió a suturar por planos mediante sutura reabsorbible (Vicryl 4/0) para tejido muscular y no reabsorbible (2/0) para piel. (Figuras IV.10 y IV.11)

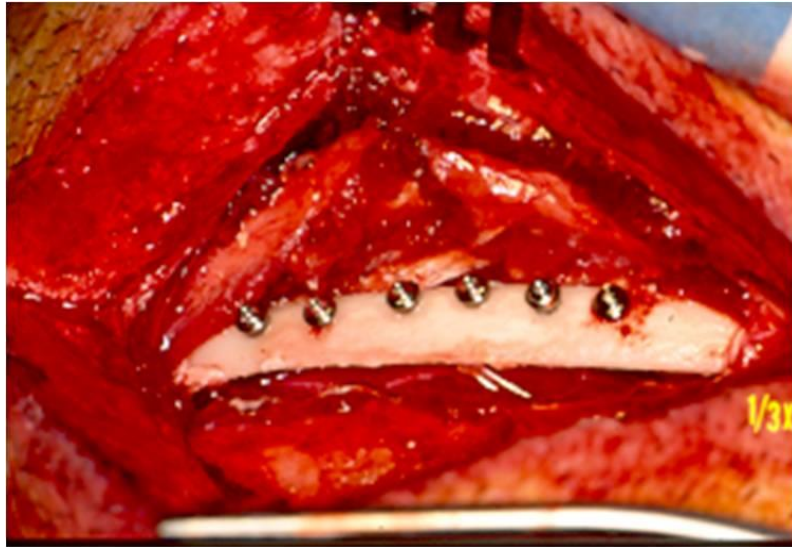


Figura IV.9. Retirada de los transportadores de los implantes.

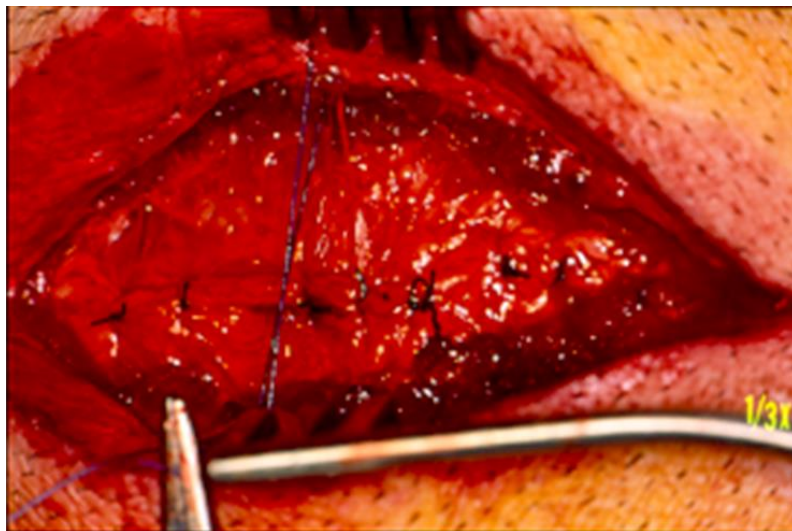


Figura IV.10. Sutura del plano muscular con Vicryl

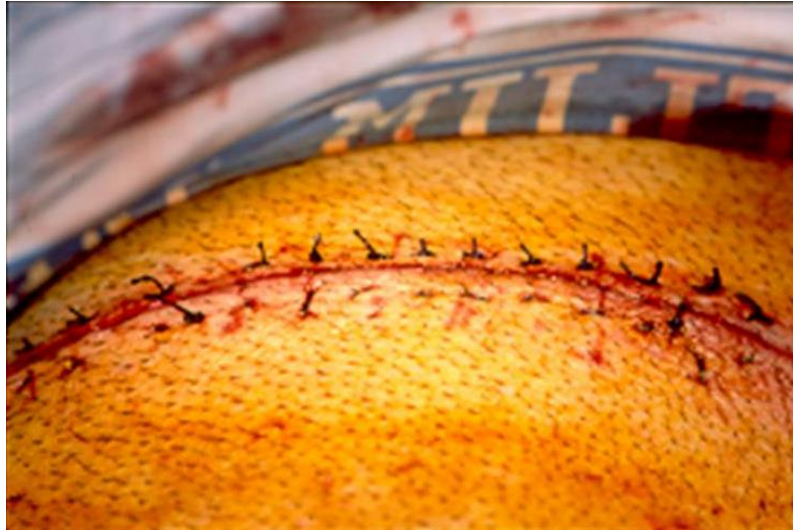


Figura IV.11. Sutura del plano cutáneo con seda.

A continuación se procedió al abordaje en la región tibial; tras el rasurado y desinfección del campo quirúrgico con una solución yodada se llevó a cabo la incisión en la cara anterointerna de la tibia derecha de aproximadamente unos 8 cm y despegamiento por planos hasta llegar a la superficie ósea. Una vez desperiostizada la zona se procedió a la colocación de cuatro implantes Phibo® TSA de la serie 4 con instrumentos rotatorios e irrigación constante con suero salino, comenzando con la fresa piloto y llegando hasta la fresa de 3.6.

La separación entre implante e implante dista 10 mm aproximadamente. Una vez obtenidos los lechos óseos implantarios se colocaron los implantes primeramente con instrumentos rotatorios e irrigación constante terminando su colocación manualmente con carraca e irrigación constante.

Tras la retirada de los transportadores, se colocó el transductor Ostell® y se registraron valores ISQ (comenzando por el implante más proximal).

Una vez terminadas las mediciones se colocaron los tornillos de cierre y se realizó la sutura por planos: Vicryl 4/0 para periostio y seda trenzada 2/0 para plano superficial.

La reversión de la anestesia se hizo con Flumacénilo (Anexate®).

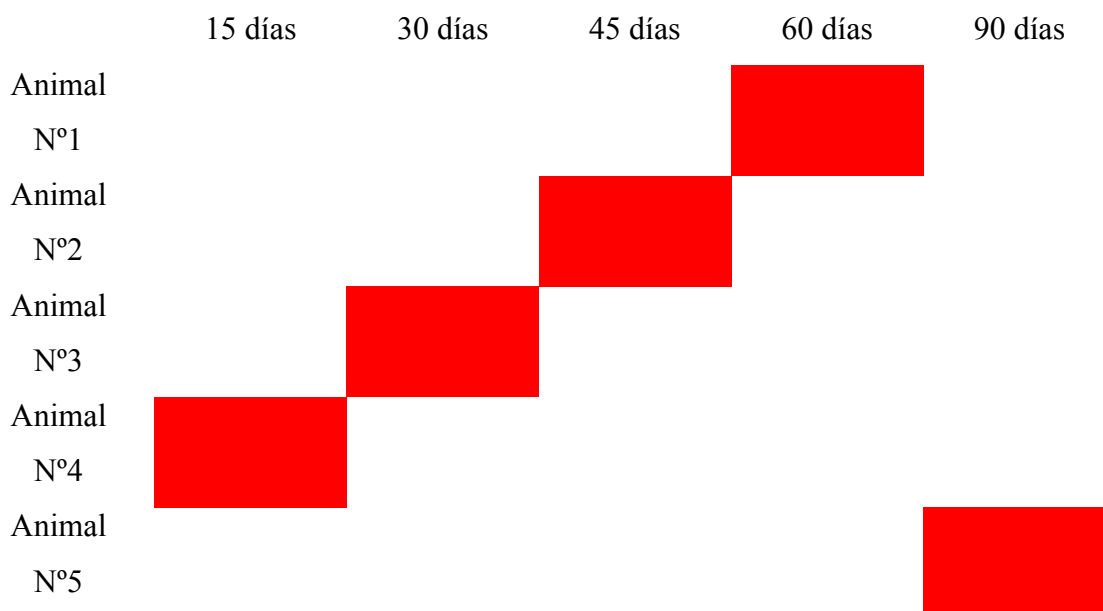
IV.2.4.- Periodo postoperatorio.

El protocolo postoperatorio que se aplicó:

- Rofloxacina 2,5 mg i.m. cada 24 horas durante 7 días.
- Fenilbutazona durante 5 o 7 días.
- Prednisolona 1ml por cada 25 Kg de peso.

IV.2.5. Cronograma de la experimentación.

De forma aleatoria, se establecieron diferentes periodos para la toma de registros coincidiendo con los 15, 30, 45, 60 y 90 días de la experimentación.



IV.2.6.- Valoración del Resonador de Frecuencia, Torque de desinserción, análisis histomorfométrico y sacrificio de los animales.

Transcurridos los tiempos de espera establecidos en el cronograma anteriormente descrito, se realizó una segunda intervención bajo anestesia general, con idéntica secuencia a la descrita al inicio de la experimentación.

Previamente rasuradas y desinfectadas las zonas intervenidas (Figura IV.12.), se procedió a realizar una nueva incisión, tanto en la zona costal como tibial, y se siguió la

misma sistemática quirúrgica anterior hasta exponer las zonas anatómicas receptoras de los implantes (Figuras IV.13 y IV.14).

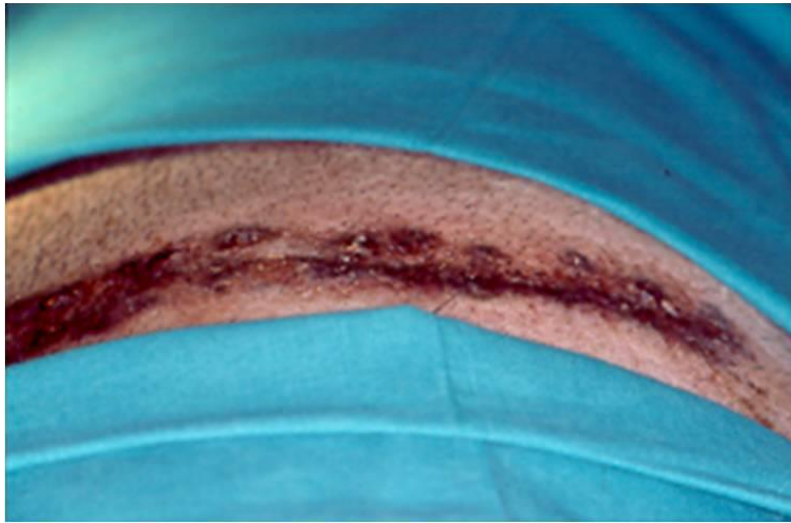


Figura IV.12. Desinfección del campo

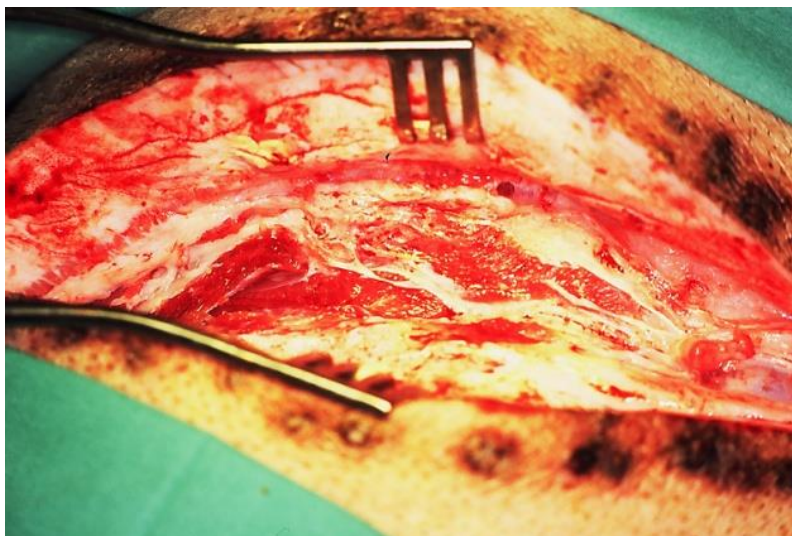


Figura IV.13. Incisión en la región costal.

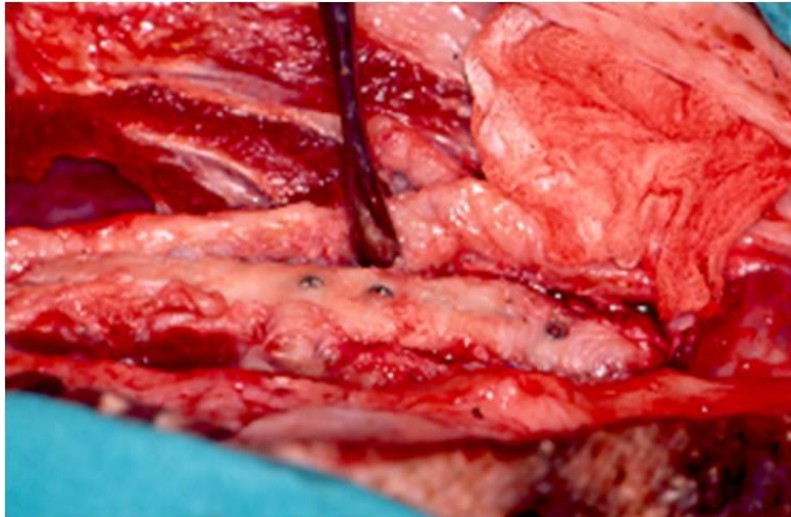


Figura IV.14. Localización de los implantes costales.

En la región costal se descubrieron los seis implantes y se procedió a la retirada de los tornillos de cierre, realizándose la segunda medición con el Osstell® (Figuras IV.15 y IV.16)

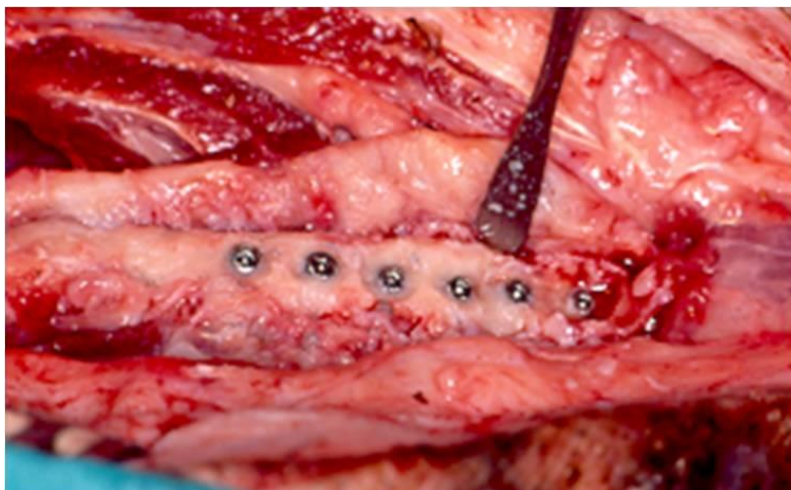


Figura IV.15. Retirada de los tornillos de cierre.

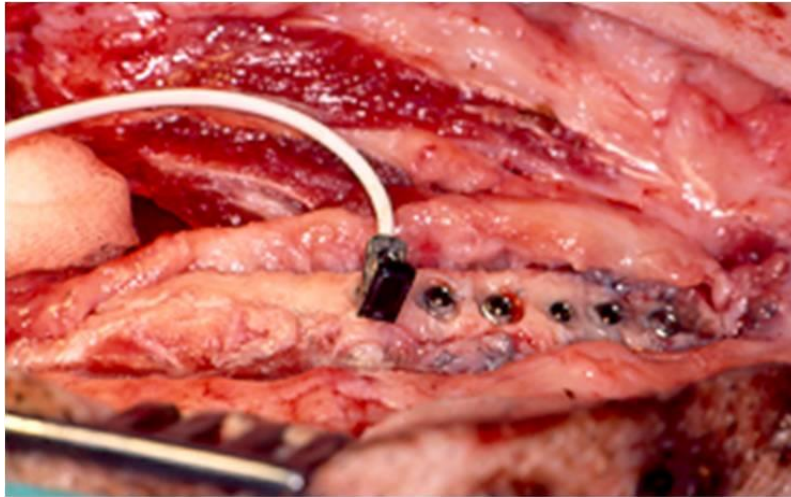


Figura IV.16. Registro de la segunda medición en la región costal con Osstell®.

Una vez realizadas las mediciones en la región costal, se realizó el abordaje en la región tibial para localizar los cuatro implantes insertados y de la misma forma que en la región costal se procedió a registrar los diferentes coeficientes ISQ.

IV.2.7.- Valoración del Torque de Desinserción.

Una vez realizadas las mediciones con el resonador de frecuencia y de acuerdo al protocolo diseñado se procedió a la medición del torque de desinserción en 4 de los 6 implantes colocados en la región costal (Figura IV.17). Para ello se repuso un transportador de los implantes utilizados (serie 4), fijándose sobre este la llave de calibración en la porción más apical del transportador siguiendo la misma dirección del eje longitudinal del implante y se procedió a realizar el giro hasta la desinserción del implante quedando grabado en el verificador la fuerza necesaria para su extracción.



Figura IV.17. Detalle de la fijación de la llave de calibración para la desinserción de los implantes en la región costal.

De forma similar, se procedió a la incisión sobre la región tibial, disecando los planos correspondientes hasta alcanzar la zona receptora de los implantes. Tras la retirada de los tornillos de cierre, se posicionó la mordaza de la llave de Tohnichi sobre dos de los cuatro implantes, procediendo a su desinserción y anotando los valores correspondientes (Figuras IV.18, IV.19, IV.20 y IV.21).

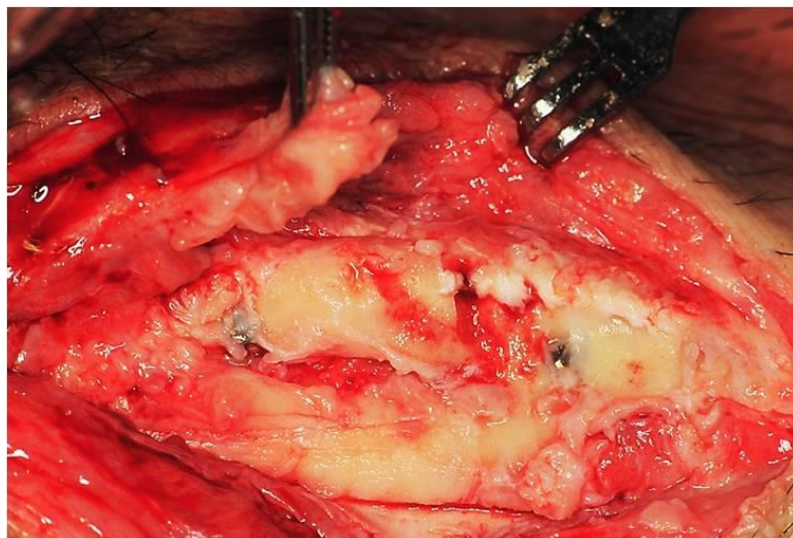


Figura IV.18. Reacción periostal marcada en la tibia.

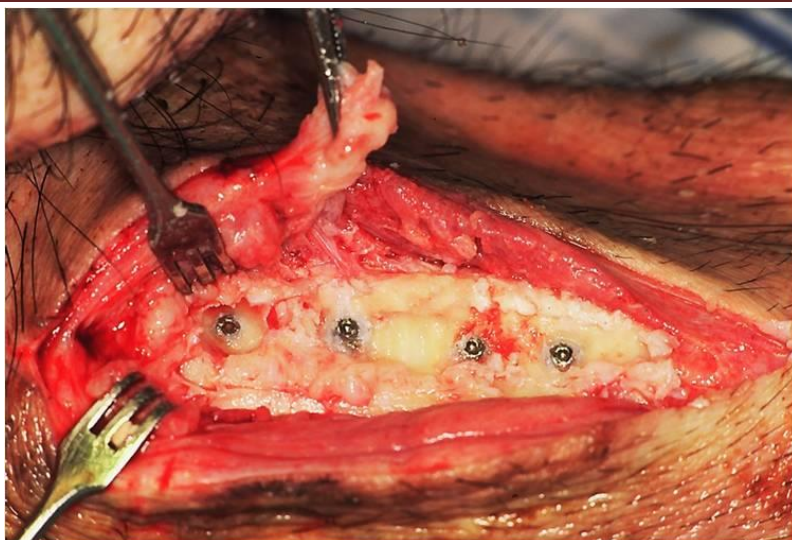


Figura IV.19. Descubrimiento de los implantes.



Figura .IV.20. Posicionamiento de la llave en la región tibial.



Figura IV.21. Implante extraído con Tohnichi.

Las mediciones obtenidas fueron reflejadas en una ficha protocolo en donde se anotaron los valores obtenidos en ambas localizaciones, tanto de resonador como de torque de desinserción.

IV.2.8.- Toma de muestras para histomorfometría y sacrificio de los animales.

Una vez registrados los valores del Resonador de Frecuencia y del Torque de desinserción de cada uno de los implantes del estudio, se procedió a la retirada de los implantes mediante trefina con instrumentos rotatorios de alta velocidad e irrigación constante y abundante mediante suero fisiológico para llevar a cabo el análisis histomorfométrico.

Fueron extraídos dos implantes de cada zona objeto de estudio y por cada animal. Una vez finalizada éstas tomas se procedió al sacrificio de los animales, por parte del veterinario, con pentotal sódico.

IV.- Estudio histológico e histomorfométrico.

Las muestras obtenidas fueron sumergidas en formaldehído al 10% y enviadas al Centro para su procesamiento.

Una vez recibidas fueron sometidas a deshidratación con alcohol al 60%, pasando por diferentes concentraciones hasta llegar a la deshidratación con alcohol de 100%.

Posteriormente se utilizó un monómero de metacrilato, que más tarde fue sustituido por un polímero de metacrilato (Método de Donath y Breuner). Tras la obtención de los diferentes bloques, estos fueron cortados, hasta alcanzar las 200 micras, y pulidos.

Obtenidas y preparadas las muestras, fueron fijadas con los medios de tinción, descritos en el apartado de materiales, y se procedió a cuantificar las siguientes

variables: Porcentaje de osteointegración/ Tejido conjuntivo/ Hueso primitivo/ Hueso nuevo.

IV.- 2.10. Análisis estadístico.

El análisis y procesamiento de los datos de llevó a cabo en el Centro de Procesado de Datos de la Universidad Complutense de Madrid, por el Servicio Informático de Apoyo a la Docencia e Investigación.

El análisis estadístico utilizado en el presente trabajo de investigación, consistió en un análisis univariante o estadística descriptiva en la que se calcularon frecuencias, medias, medianas y desviaciones típicas.

En cuanto al análisis bivariante o estadística inferencial, se aplicó el Test de ANOVA para el estudio de las medias de dos o más grupos de valores junto al Test de Bonferroni, considerándose valores estadísticamente significativos para un $p < 0,05$.

V.- RESULTADOS

V.1.- Análisis de valores del resonador de frecuencias.

Los resultados obtenidos en el presente trabajo de investigación hacen referencia a la estabilidad primaria obtenida en el momento de la inserción de los implantes y a la estabilidad secundaria, en el momento del sacrificio; indicativa de la osteointegración. Estos valores están expuestos en función de la región estudiada: costal o tibial.

V.1.1.- Valores iniciales del resonador de frecuencia en la región costal.

Los valores iniciales registrados de ISQ sobre los treinta implantes insertados, se encontraron en un rango de 46 a 85 (Tabla V.1).

A pesar de esta diferencia, existe bastante homogeneidad en los resultados si se valoran estos hallazgos en función del animal, dado que en nuestro estudio el número 2 (rango de 48 a 53) obtuvo valores inferiores a los encontrados en el resto.

El análisis pormenorizado de los treinta implantes pone de relieve que en 12 de ellos hubo un $ISQ > 65$; en 7 implantes el ISQ entre 60-65; en 6 implantes el ISQ entre 55-60 y solo en 5 implantes, el $ISQ < 55$ (Figura V.1).

Si estos valores se reflejan en función del animal, puede observarse que cuatro de ellos tuvieron un valor medio inicial de 71,25 / 62,75 / 61 / 60,25, siendo tan solo el animal nº 2 el que obtuvo un valor medio inferior de 50,50

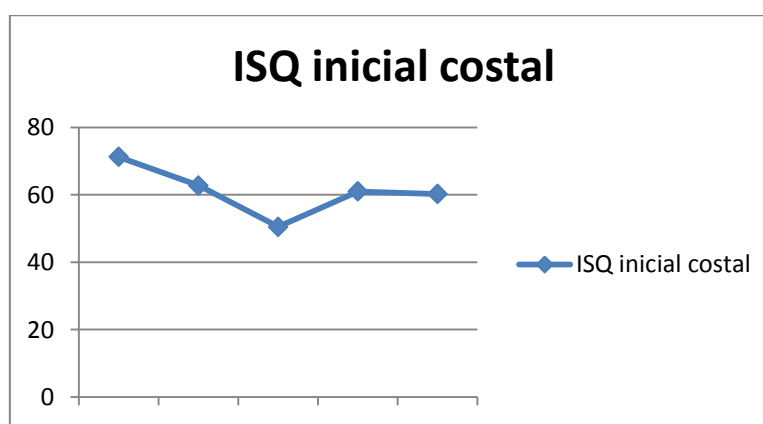


Figura V.1: Valores medios iniciales de ISQ en región costal

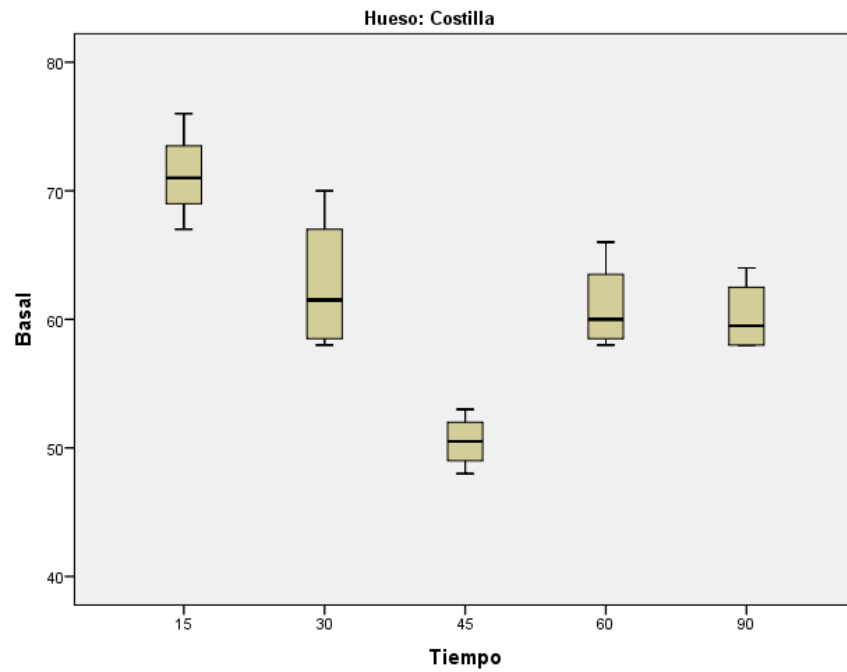


Figura V.2 .- Box plot de los valores iniciales de ISQ en la región costal.

Descriptivos^a

Basal

	N	Media	Desviación típica	Error típico	Intervalo de confianza para la media al 95%		Mínimo	Máximo
					Límite inferior	Límite superior		
15	6	71,25	3,686	1,843	65,39	77,11	67	76
30	6	62,75	5,500	2,750	54,00	71,50	58	70
45	6	50,50	2,082	1,041	47,19	53,81	48	53
60	6	61,00	3,559	1,780	55,34	66,66	58	66
90	6	60,25	2,872	1,436	55,68	64,82	58	64
Total	30	61,15	7,548	1,688	57,62	64,68	48	76

a. Hueso = Costilla

ANOVA^a

Basal

	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Inter-grupos	875,300	4	218,825	15,838	,000
Intra-grupos	207,250	15	13,817		
Total	1082,550	19			

a. Hueso = Costilla

Comparaciones múltiples^a

Basal

Bonferroni

(I) Tiempo	(J) Tiempo	Diferencia de medias (I-J)	Error típico	Sig.	Intervalo de confianza al 95%	
					Límite inferior	Límite superior
15	30	8,500	2,628	,056	-,14	17,14
	45	20,750*	2,628	,000	12,11	29,39
	60	10,250*	2,628	,014	1,61	18,89
	90	11,000*	2,628	,008	2,36	19,64
30	15	-8,500	2,628	,056	-17,14	,14
	45	12,250*	2,628	,003	3,61	20,89
	60	1,750	2,628	1,000	-6,89	10,39
	90	2,500	2,628	1,000	-6,14	11,14
45	15	-20,750*	2,628	,000	-29,39	-12,11
	30	-12,250*	2,628	,003	-20,89	-3,61
	60	-10,500*	2,628	,012	-19,14	-1,86
	90	-9,750*	2,628	,021	-18,39	-1,11
60	15	-10,250*	2,628	,014	-18,89	-1,61
	30	-1,750	2,628	1,000	-10,39	6,89
	45	10,500*	2,628	,012	1,86	19,14
	90	,750	2,628	1,000	-7,89	9,39
90	15	-11,000*	2,628	,008	-19,64	-2,36
	30	-2,500	2,628	1,000	-11,14	6,14
	45	9,750*	2,628	,021	1,11	18,39
	60	-,750	2,628	1,000	-9,39	7,89

*. La diferencia de medias es significativa al nivel 0.05.

a. Hueso = Costilla

ANIMAL	PERIODO	REGIÓN COSTAL	VALOR MEDIO
Nº4	15 DÍAS	62	71,25
		69	
		68	
		72	
		70	
Nº3	30 DÍAS	85	62,75
		56	
		57	
		61	
		67	
Nº2	45 DÍAS	68	50,50
		71	
		48	
		46	
		48	
Nº1	60 DÍAS	51	61
		50	
		61	
		52	
		59	
Nº5	90 DÍAS	61	60,25
		63	
		65	
		65	
		56	
		56	
		58	
		62	
		62	
		66	

Tabla V.1.- Valores iniciales del resonador de frecuencias en la región costal.

V.1.2.- Valores finales del resonador de frecuencia en la región costal.

En el momento del sacrificio de los animales, los registros de ISQ, se encuentran en un rango que va desde los 56 hasta los 80 (Tabla V. 2).

En esta fase del estudio, resulta interesante determinar los valores medios en función del momento del sacrificio. Así, a los 15 días se obtiene un valor medio de 68,25; a los 30 días 63; a los 45 días de 77,75; a los 60 días de 65 y a los 90 días de 70 (Figura V.3).

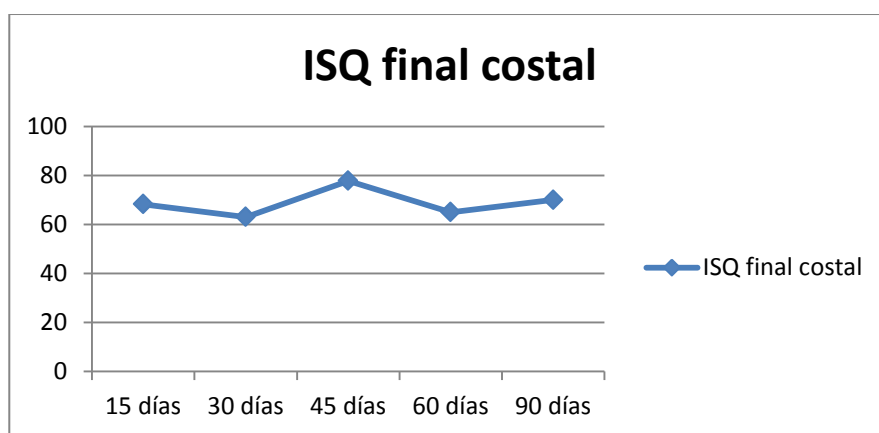


Figura V.3.- Valores de ISQ en el momento del sacrificio

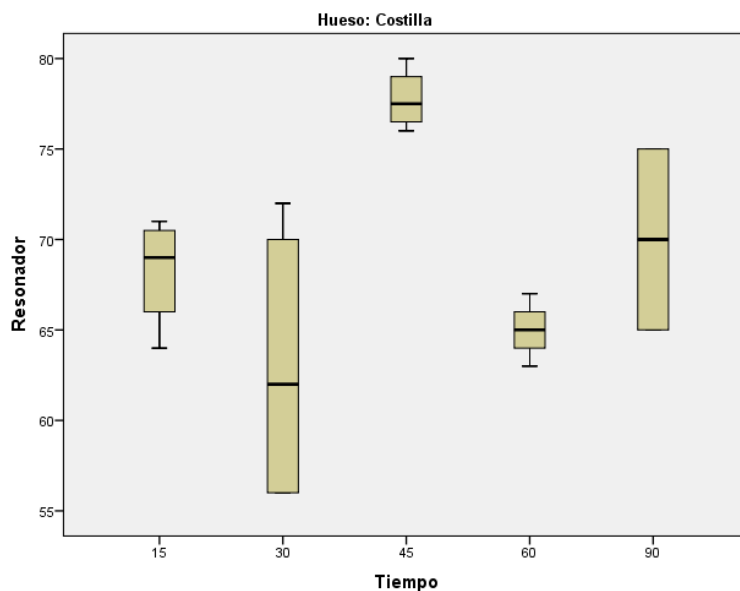


Figura V.4 .- Box plot de los valores de ISQ en la región costal

ANIMAL	PERIODO	REGIÓN COSTAL	VALOR MEDIO
Nº4	15 DÍAS	71	68,25
		70	
		66	
		68	
		68	
Nº3	30 DÍAS	65	63
		72	
		68	
		56	
		56	
Nº2	45 DÍAS	59	77,5
		60	
		77	
		76	
		78	
Nº1	60 DÍAS	80	65
		76	
		65	
		67	
		65	
Nº5	90 DÍAS	65	70
		63	
		62	
		68	
		65	
		75	
		65	
		75	
		70	
		70	

Tabla V. 2: Valores de sacrificio del resonador de frecuencia en la región costal.

V.1.3.- Comparación entre los valores iniciales y finales del resonador de frecuencia en la región costal.

El estudio comparativo del resonador de frecuencia desde el inicio al final de la experimentación, pone de relieve un descenso a los 15 días de la experimentación, para luego aumentar progresivamente a los 30 días sin alcanzar diferencias estadísticamente significativas. Éstas, sí alcanzan una $p > 0,005$, cuando se comparan los diferentes

períodos de observación fundamentalmente entre los 15 y 45 días, 30 y 45 días y 46 y 60 días. No obstante, conviene reseñar que el animal sacrificado a los 45 días presentó unos valores iniciales bajos en comparación al resto; hecho que podría justificar esta diferencia tan marcada de valores.

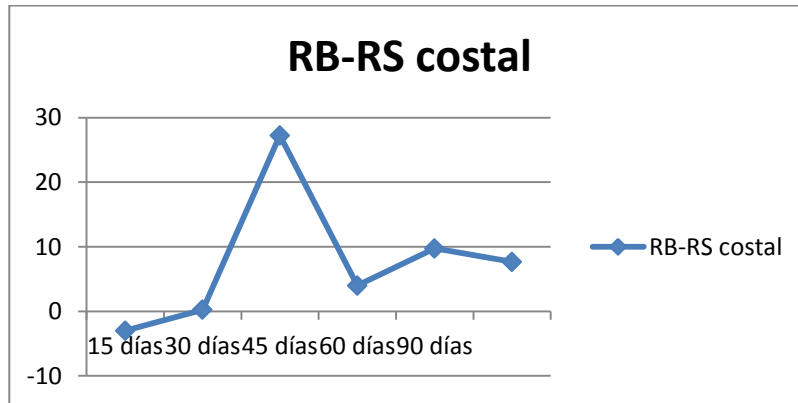


Figura.- V.5 Diferencias de valores basales y de sacrificio en la región costal

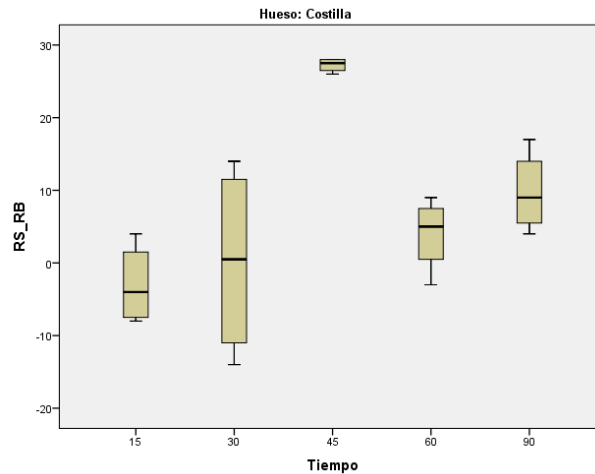


Figura.- V.6 Box plot de la diferencia de valores del resonador en la región costal

Descriptivos^a

RS_RB

	N	Media	Desviación típica	Error típico	Intervalo de confianza para la media al 95%		Mínimo	Máximo
					Límite inferior	Límite superior		
15	6	-3,00	5,598	2,799	-11,91	5,91	-8	4
30	6	,25	13,376	6,688	-21,03	21,53	-14	14
45	6	27,25	,957	,479	25,73	28,77	26	28
60	6	4,00	5,099	2,550	-4,11	12,11	-3	9
90	6	9,75	5,620	2,810	,81	18,69	4	17
Total	30	7,65	12,746	2,850	1,68	13,62	-14	28

a. Hueso = Costilla

ANOVA^a

RS_RB

	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Inter-grupos	2280,300	4	570,075	10,606	,000
Intra-grupos	806,250	15	53,750		
Total	3086,550	19			

a. Hueso = Costilla

Comparaciones múltiples^a

RS_RB

Bonferroni

(I) Tiempo	(J) Tiempo	Diferencia de medias (I-J)	Error típico	Sig.	Intervalo de confianza al 95%	
					Límite inferior	Límite superior
15	30	-3,250	5,184	1,000	-20,29	13,79
	45	-30,250*	5,184	,000	-47,29	-13,21
	60	-7,000	5,184	1,000	-24,04	10,04
	90	-12,750	5,184	,265	-29,79	4,29
30	15	3,250	5,184	1,000	-13,79	20,29
	45	-27,000*	5,184	,001	-44,04	-9,96
	60	-3,750	5,184	1,000	-20,79	13,29
	90	-9,500	5,184	,868	-26,54	7,54
45	15	30,250*	5,184	,000	13,21	47,29
	30	27,000*	5,184	,001	9,96	44,04
	60	23,250*	5,184	,004	6,21	40,29
	90	17,500*	5,184	,042	,46	34,54
60	15	7,000	5,184	1,000	-10,04	24,04
	30	3,750	5,184	1,000	-13,29	20,79
	45	-23,250*	5,184	,004	-40,29	-6,21
	90	-5,750	5,184	1,000	-22,79	11,29
90	15	12,750	5,184	,265	-4,29	29,79
	30	9,500	5,184	,868	-7,54	26,54
	45	-17,500*	5,184	,042	-34,54	-,46
	60	5,750	5,184	1,000	-11,29	22,79

*. La diferencia de medias es significativa al nivel 0.05.

a. Hueso = Costilla

V.1.4.- Valores iniciales del resonador de frecuencia en la región tibial.

Los registros obtenidos en la tibia de los animales, reflejan desde el principio unos valores ISQ mayores debido a la densidad de este hueso.

De esta forma, los resultados de ISQ iniciales sobre los veinte implantes insertados, se encontraron en un rango de 63 a 86 (TablaV. 3).

Si establecemos los mismos intervalos que en la región costal, se observa que valores de ISQ superiores a 65, se encontraron en 19 de los implantes estudiados, y tan solo uno de ellos estuvo por debajo con un valor ISQ de 63. De los 19 implantes, 11 alcanzaron valores por encima de 75.

A diferencia de la región costal, los resultados fueron más homogéneos en los cinco animales obteniendo unos valores medios de 75,75 / 79,25 / 76 / 74,25 / 67.

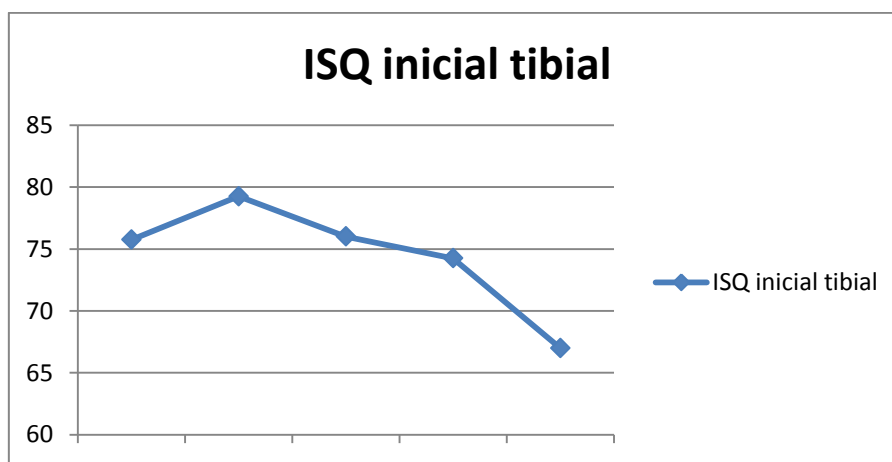


Figura .- V.7 Valores medios iniciales del resonador en la región tibial

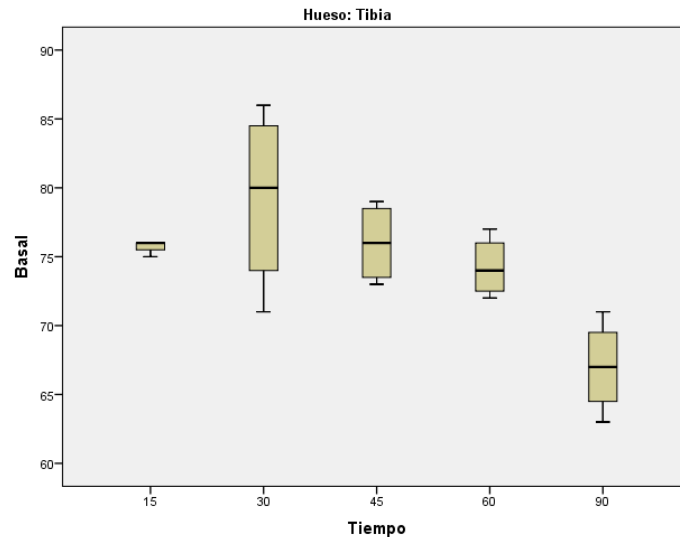


Figura V.8 .- Box plot de los valores basales de la región tibial

Descriptivos^a

Basal

	N	Media	Desviación típica	Error típico	Intervalo de confianza para la media al 95%		Mínimo	Máximo
					Límite inferior	Límite superior		
15	4	75,75	,500	,250	74,95	76,55	75	76
30	4	79,25	6,652	3,326	68,67	89,83	71	86
45	4	76,00	2,944	1,472	71,32	80,68	73	79
60	4	74,25	2,217	1,109	70,72	77,78	72	77
90	4	67,00	3,367	1,683	61,64	72,36	63	71
Total	20	74,45	5,326	1,191	71,96	76,94	63	86

a. Hueso = Tibia

ANOVA^a

Basal

	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Inter-grupos	330,700	4	82,675	5,955	,004
Intra-grupos	208,250	15	13,883		
Total	538,950	19			

a. Hueso = Tibia

Comparaciones múltiples^a

Basal

Bonferroni

(I) Tiempo	(J) Tiempo	Diferencia de medias (I-J)	Error típico	Sig.	Intervalo de confianza al 95%	
					Límite inferior	Límite superior
15	30	-3,500	2,635	1,000	-12,16	5,16
	45	-,250	2,635	1,000	-8,91	8,41
	60	1,500	2,635	1,000	-7,16	10,16
	90	8,750 [*]	2,635	,047	,09	17,41
30	15	3,500	2,635	1,000	-5,16	12,16
	45	3,250	2,635	1,000	-5,41	11,91
	60	5,000	2,635	,771	-3,66	13,66
	90	12,250 [*]	2,635	,003	3,59	20,91
45	15	,250	2,635	1,000	-8,41	8,91
	30	-3,250	2,635	1,000	-11,91	5,41
	60	1,750	2,635	1,000	-6,91	10,41
	90	9,000 [*]	2,635	,038	,34	17,66
60	15	-1,500	2,635	1,000	-10,16	7,16
	30	-5,000	2,635	,771	-13,66	3,66
	45	-1,750	2,635	1,000	-10,41	6,91
	90	7,250	2,635	,148	-1,41	15,91
90	15	-8,750 [*]	2,635	,047	-17,41	-,09
	30	-12,250 [*]	2,635	,003	-20,91	-3,59
	45	-9,000 [*]	2,635	,038	-17,66	-,34
	60	-7,250	2,635	,148	-15,91	1,41

ANIMAL	PERIODO	REGIÓN TIBIAL	VALOR MEDIO
Nº4	15 DÍAS	75	75,75
		76	
		76	
		76	
Nº3	30 DÍAS	86	79,2
		71	
		83	
		77	
Nº2	45 DÍAS	79	76
		78	
		73	
		74	
Nº1	60 DÍAS	77	74,2
		72	
		75	
		73	
Nº5	90 DÍAS	71	67
		63	
		68	
		66	

Tabla V.3 Valores iniciales del resonador de frecuencia en la región tibial.

V.1.5.- Valores finales del resonador de frecuencia en la región tibial.

En el momento del sacrificio de los animales, los registros de ISQ en la región tibial, se encuentran en un rango que va desde los 72 hasta los 81,50 (Tabla 4), resultados similares si se comparan a los registros iniciales.

En esta fase del estudio, los valores medios que se obtienen a los 15 días se encuentran en 75; a los 30 días 75,50; a los 45 días 79,75; a los 60 días 72 y a los 90 días 81,50 (Figura V.9)

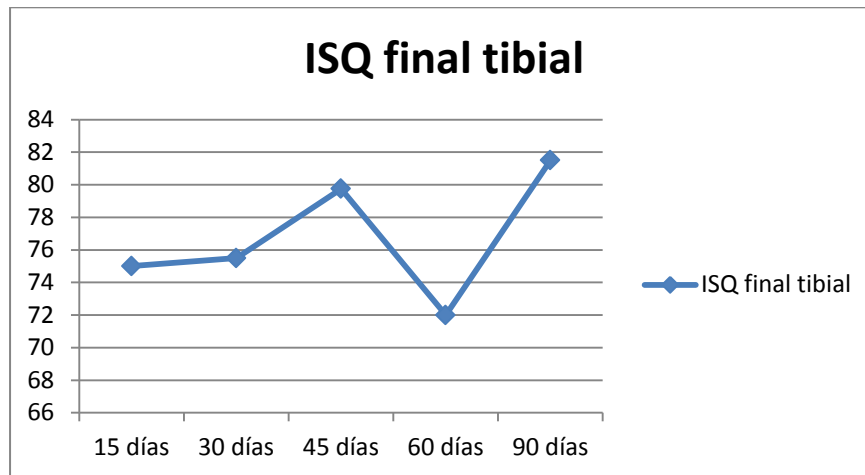


Fig. V.9 Valores finales del ISQ en la región tibial.

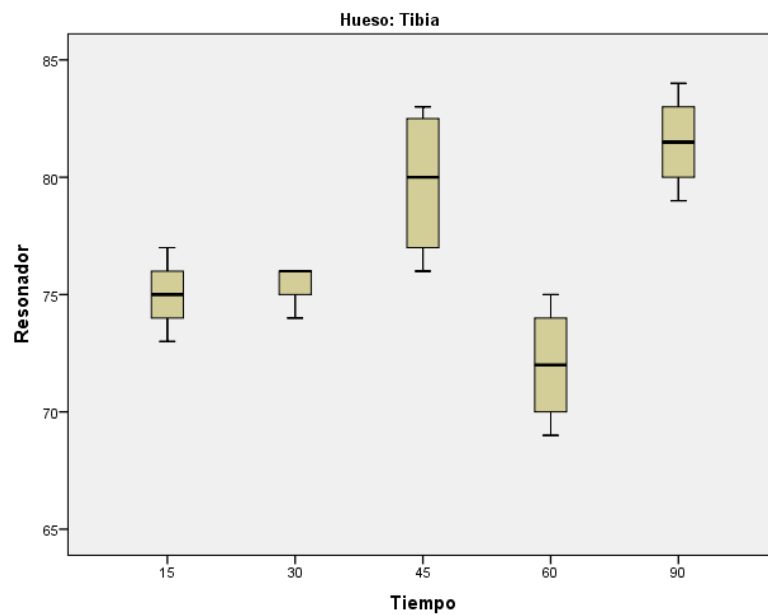


Fig. V.10 Box plot de los valores finales de ISQ en tibia.

ANIMAL	PERIODO	REGIÓN TIBIAL	VALOR MEDIO
Nº4	15 DÍAS	77	75
		75	
		75	
		73	
Nº3	30 DÍAS	76	75,5
		74	
		76	
		76	
Nº2	45 DÍAS	76	79,7
		78	
		82	
		83	
Nº1	60 DÍAS	75	72
		69	
		71	
		73	
Nº5	90 DÍAS	84	81,5
		79	
		82	
		81	

Tabla V.4 Valores finales individualizados de ISQ en la región tibial.

V.1.6.- Comparación entre los valores iniciales y finales del resonador de frecuencia en la región tibial.

La comparación entre los valores iniciales y finales del resonador de frecuencia en esta región es mínima, si se exceptúa el animal sacrificado a los 90 días en el que el ISQ pasa de 67 a 81,5.

Existe diferencias estadísticamente significativas $p < 0,005$ entre el registro de los 90 días y el resto de los valores encontrados en los diferentes periodos de observación.

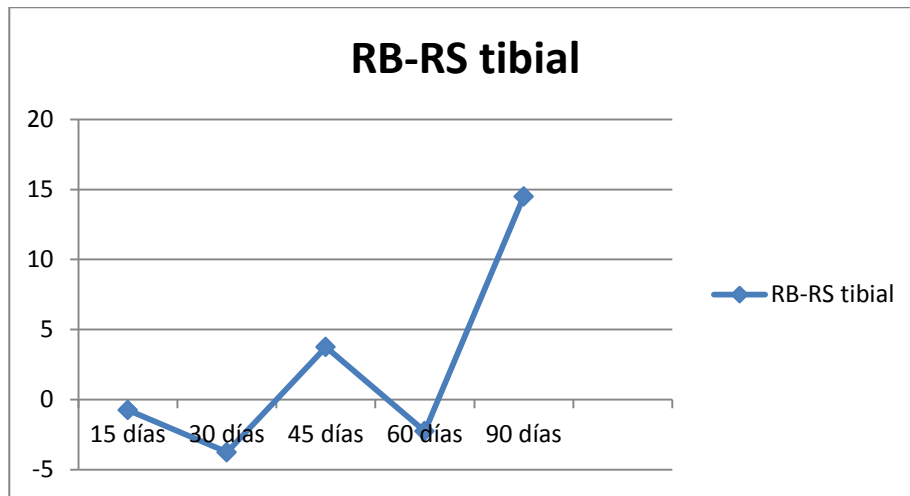


Fig. V.11 Diferencia de valores de ISQ en la región tibial.

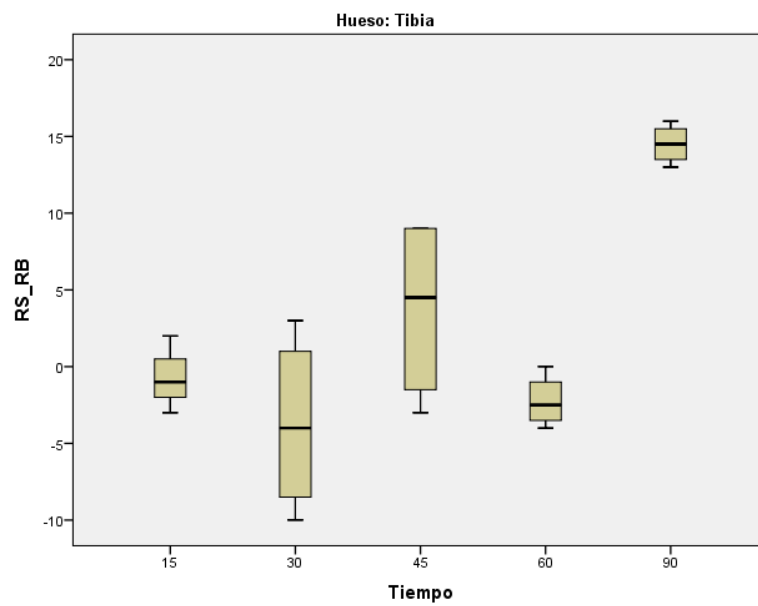


Fig. V. 12 Box plot de la diferencia de valores de ISQ.

Descriptivos^a

RS_RB

	N	Media	Desviación típica	Error típico	Intervalo de confianza para la media al 95%		Mínimo	Máximo
					Límite inferior	Límite superior		
15	4	-,75	2,062	1,031	-4,03	2,53	-3	2
30	4	-3,75	5,852	2,926	-13,06	5,56	-10	3
45	4	3,75	6,185	3,092	-6,09	13,59	-3	9
60	4	-2,25	1,708	,854	-4,97	,47	-4	0
90	4	14,50	1,291	,645	12,45	16,55	13	16
Total	20	2,30	7,658	1,712	-1,28	5,88	-10	16

a. Hueso = Tibia

ANOVA^a

RS_RB

	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Inter-grupos	870,200	4	217,550	13,374	,000
Intra-grupos	244,000	15	16,267		
Total	1114,200	19			

a. Hueso = Tibia

Comparaciones múltiples^a

RS_RB

Bonferroni

(I) Tiempo	(J) Tiempo	Diferencia de medias (I-J)	Error típico	Sig.	Intervalo de confianza al 95%	
					Límite inferior	Límite superior
15	30	3,000	2,852	1,000	-6,37	12,37
	45	-4,500	2,852	1,000	-13,87	4,87
	60	1,500	2,852	1,000	-7,87	10,87
	90	-15,250 [*]	2,852	,001	-24,62	-5,88
30	15	-3,000	2,852	1,000	-12,37	6,37
	45	-7,500	2,852	,189	-16,87	1,87
	60	-1,500	2,852	1,000	-10,87	7,87
	90	-18,250 [*]	2,852	,000	-27,62	-8,88
45	15	4,500	2,852	1,000	-4,87	13,87
	30	7,500	2,852	,189	-1,87	16,87
	60	6,000	2,852	,527	-3,37	15,37
	90	-10,750 [*]	2,852	,019	-20,12	-1,38
60	15	-1,500	2,852	1,000	-10,87	7,87
	30	1,500	2,852	1,000	-7,87	10,87
	45	-6,000	2,852	,527	-15,37	3,37
	90	-16,750 [*]	2,852	,000	-26,12	-7,38
90	15	15,250 [*]	2,852	,001	5,88	24,62
	30	18,250 [*]	2,852	,000	8,88	27,62
	45	10,750 [*]	2,852	,019	1,38	20,12
	60	16,750 [*]	2,852	,000	7,38	26,12

*. La diferencia de medias es significativa al nivel 0.05.

a. Hueso = Tibia

V.1.7.- Comparación entre los valores del resonador de frecuencia en la región costal y tibial, según los períodos de observación.

Uno de los factores esenciales de este trabajo de investigación es el evaluar si existen diferencias en la estabilidad secundaria entre los diferentes períodos de observación y sobre todo entre la región costal más esponjosa que la región tibial que resulta más compacta.

Al aplicar el Test de Bonferroni encontramos con una $p < 0,005$ que existen diferencias estadísticamente significativas entre las regiones costal y tibial, siendo los valores del resonador más altos en esta última.

También se obtiene una $p < 0,005$ en algunos de los períodos de observación como ocurre entre los 30 y 45 días, 45 y 60 días y 30 y 90 días.

Por último, no existe una correlación estadística o interacción entre el factor tiempo y el hueso.

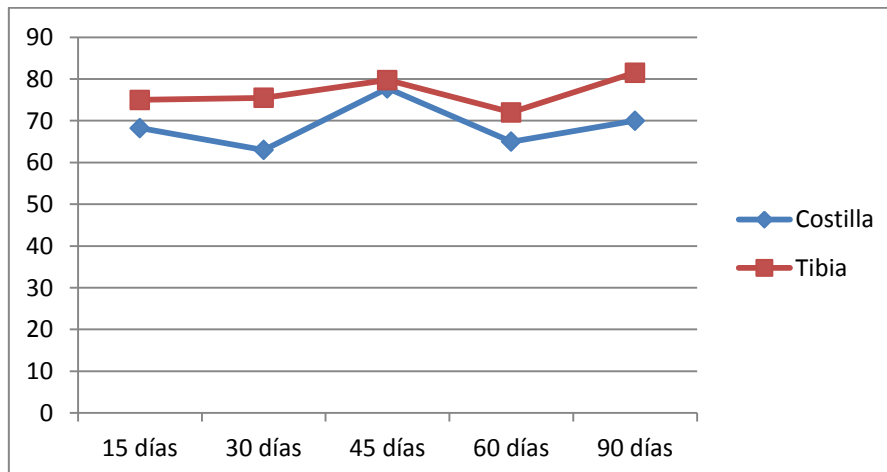


Fig. V.13 Valores comparativos del resonador de frecuencia en la región costal y tibial.

Estadísticos descriptivos

Variable dependiente: Resonador

Tiempo	Hueso	Media	Desviación típica	N
15	Tibia	75,00	1,633	4
	Costilla	68,25	3,096	4
	Total	71,63	4,274	8
30	Tibia	75,50	1,000	4
	Costilla	63,00	8,246	4
	Total	69,25	8,615	8
45	Tibia	79,75	3,304	4
	Costilla	77,75	1,708	4
	Total	78,75	2,659	8
60	Tibia	72,00	2,582	4
	Costilla	65,00	1,633	4
	Total	68,50	4,243	8
90	Tibia	81,50	2,082	4
	Costilla	70,00	5,774	4
	Total	75,75	7,344	8
Total	Tibia	76,75	4,051	20
	Costilla	68,80	6,764	20
	Total	72,77	6,818	40

Pruebas de los efectos inter-sujetos

Variable dependiente: Resonador

Origen	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Modelo corregido	1386,725 ^a	9	154,081	10,844	,000
Intersección	211848,025	1	211848,025	14910,125	,000
Tiempo	612,600	4	153,150	10,779	,000
Hueso	632,025	1	632,025	44,483	,000
Tiempo * Hueso	142,100	4	35,525	2,500	,063
Error	426,250	30	14,208		
Total	213661,000	40			
Total corregida	1812,975	39			

a. R cuadrado = ,765 (R cuadrado corregida = ,694)

Comparaciones múltiples

Resonador

Bonferroni

(I)Tiempo o	(J)Tiempo	Diferencia de medias (I-J)	Error típ.	Sig.	Intervalo de confianza 95%	
					Límite inferior	Límite superior
15	30	2,38	1,885	1,000	-3,34	8,09
	45	-7,13 [*]	1,885	,007	-12,84	-1,41
	60	3,13	1,885	1,000	-2,59	8,84
	90	-4,13	1,885	,365	-9,84	1,59
30	15	-2,38	1,885	1,000	-8,09	3,34
	45	-9,50 [*]	1,885	,000	-15,21	-3,79
	60	,75	1,885	1,000	-4,96	6,46
	90	-6,50 [*]	1,885	,017	-12,21	-,79
45	15	7,13 [*]	1,885	,007	1,41	12,84
	30	9,50 [*]	1,885	,000	3,79	15,21
	60	10,25 [*]	1,885	,000	4,54	15,96
	90	3,00	1,885	1,000	-2,71	8,71
60	15	-3,13	1,885	1,000	-8,84	2,59
	30	-,75	1,885	1,000	-6,46	4,96
	45	-10,25 [*]	1,885	,000	-15,96	-4,54
	90	-7,25 [*]	1,885	,006	-12,96	-1,54
90	15	4,13	1,885	,365	-1,59	9,84
	30	6,50 [*]	1,885	,017	,79	12,21
	45	-3,00	1,885	1,000	-8,71	2,71
	60	7,25 [*]	1,885	,006	1,54	12,96

V.2.- Análisis de valores del torque de desinserción.

V.2.1.- Torque de desinserción en la región costal.

En la región costal, tres implantes fueron extraídos mediante el verificador de giro Tohnichi, obteniendo un rango entre 119,5 y 155 Nw/cm (Tabla V.5).

Estos resultados, variaron en función del momento del sacrificio; así, a los 15 días la resistencia de los implantes para ser extraídos fue menor, requiriendo una fuerza media de 119,5 Nw/cm. A medida que se avanza en el estudio, se observa que la resistencia va siendo mayor y de esta forma a los 30 días se requiere un torque de desinserción de 141,5 Nw/cm. Este incremento progresivo, no resulta homogéneo en los controles sucesivos, observándose como a los 45 días, se alcanzan valores medios de 151,25 Nw/cm, mientras que a los 60 y 90 días, el torque de desinserción alcanza valores de 153,75 y 155 Nw/cm respectivamente (Figuras V.14 y V.15.).

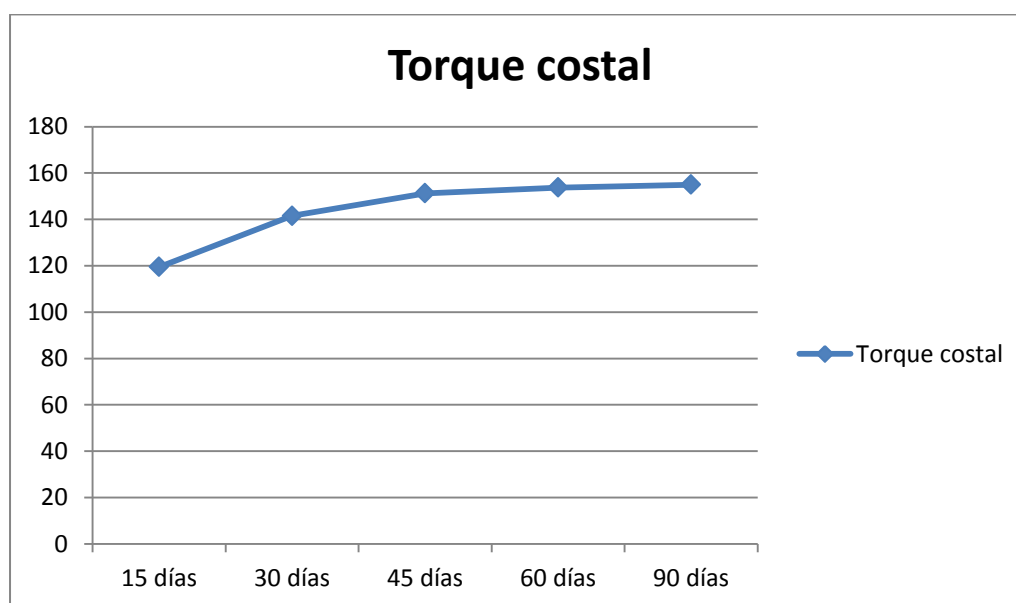


Figura V.14- Valores medios del torque de desinserción en la región costal.

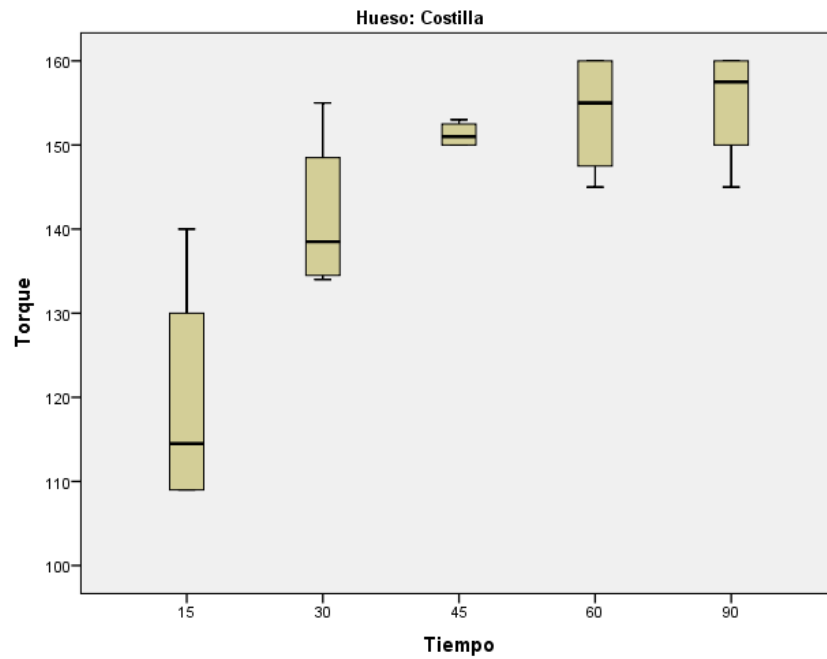


Figura V.15.-: Box plot de los valores del torque de desinserción en región costal.

V.2.2.- Torque de desinserción en la región tibial.

La desinserción en la región tibial, mostró en este trabajo un rango entre 141 y 160 Nw/cm (TablaV.6.).

Los valores medios en función del momento de sacrificio del animal fueron incrementándose progresivamente, y así a los 15 días se obtuvo un torque de desinserción de 141 Nw/cm; a los 30 días-154 Nw/cm; a los 45 días-159,75 Nw/cm; a los 60 días-159,50 Nw/cm y a los 90 días, 160 Nw/cm.

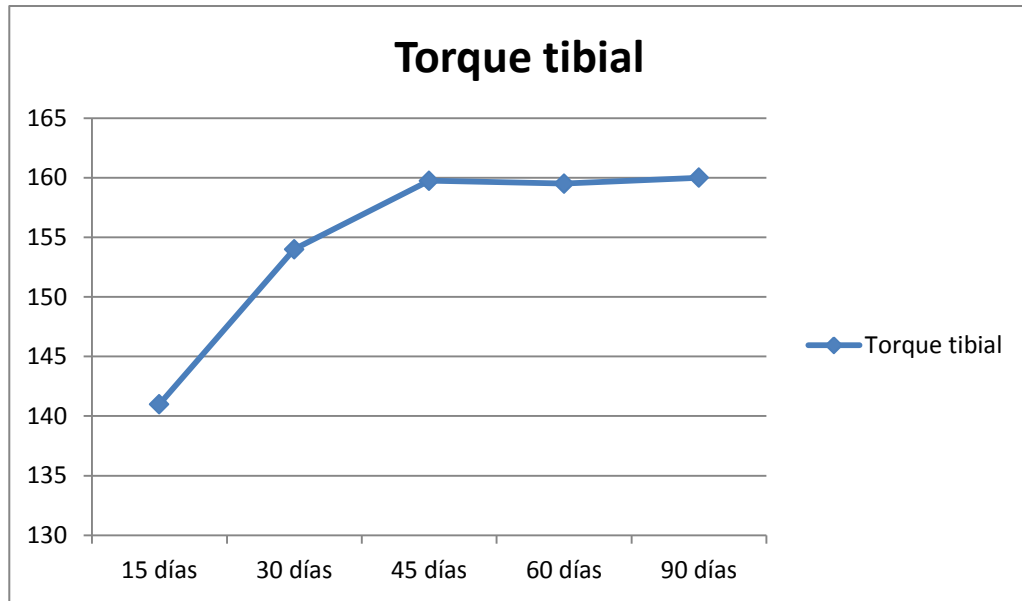


Figura V.16- Valores medios del torque de desinserción en la región tibial.

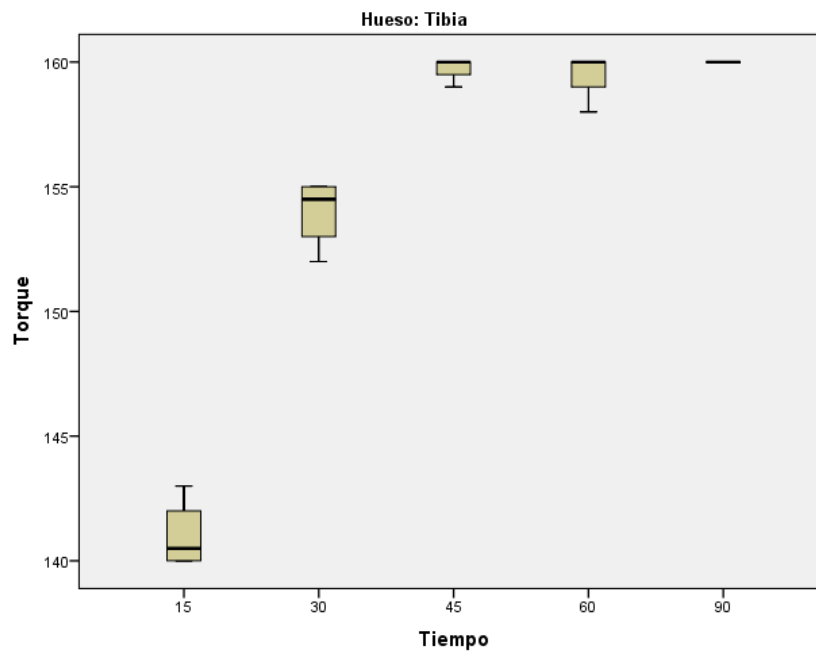


Figura V.17.-: Box plot de los valores del torque de desinserción en región tibial.

V.2.3.- Diferencias del torque de desinserción entre la región costal y tibial.

El estudio comparativo entre las dos regiones objeto de estudio, costal y tibial, permiten observar en relación al factor tiempo, como la desinserción de los implantes en ambas regiones presentan los valores más bajos en el periodo de observación de los 15 días. Estadísticamente, si se comparan los diferentes periodos en ambas regiones, con el Test de Bonferroni, se observan diferencias estadísticamente significativa ($p < 0,005$), en comparación con el resto de los periodos.

El incremento que se produce a los 30, 45, 60 y 90 días, es evidente pero no llega a alcanzar diferencias significativas.

Otro aspecto relevante y hasta cierto punto lógico, son las diferencias encontradas entre la costilla y la tibia. De nuevo existen diferencias estadísticamente significativas ($p < 0,005$).

A pesar de estas diferencias, los valores de torque de desinserción han sido en ambas regiones suficientemente altos, a partir del control de los 30 días como para poder pensar que estas diferencias entre la tibia, superponible a un hueso Tipo I, y la costilla, similar a un Tipo II, aún evidentes, permitirían considerar cierto grado de predictibilidad en el supuesto de su aplicación en clínica humana.

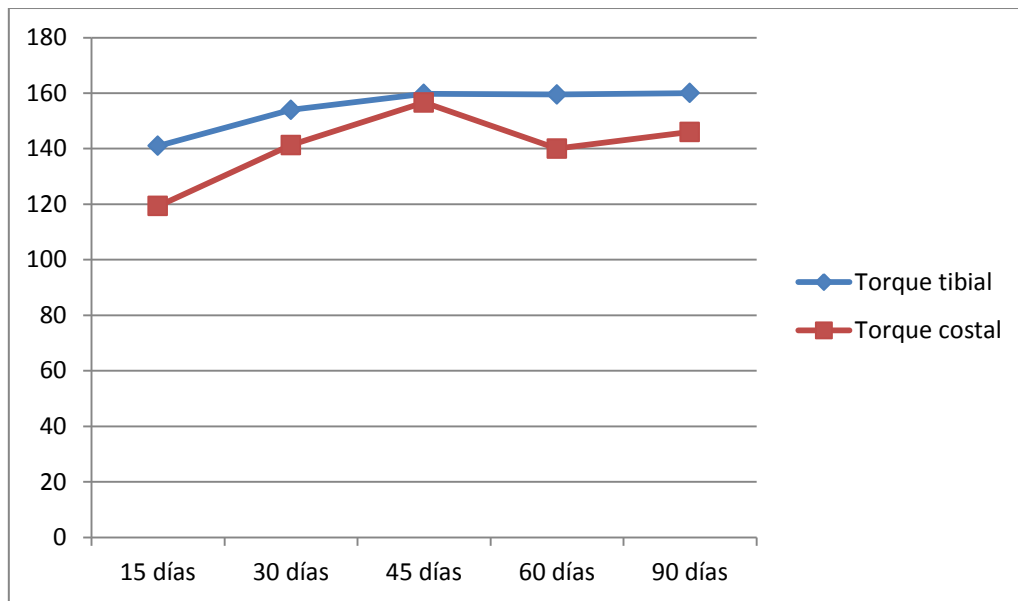


Figura V.18- Valores medios comparativos del torque de desinserción entre la región costal y tibial.

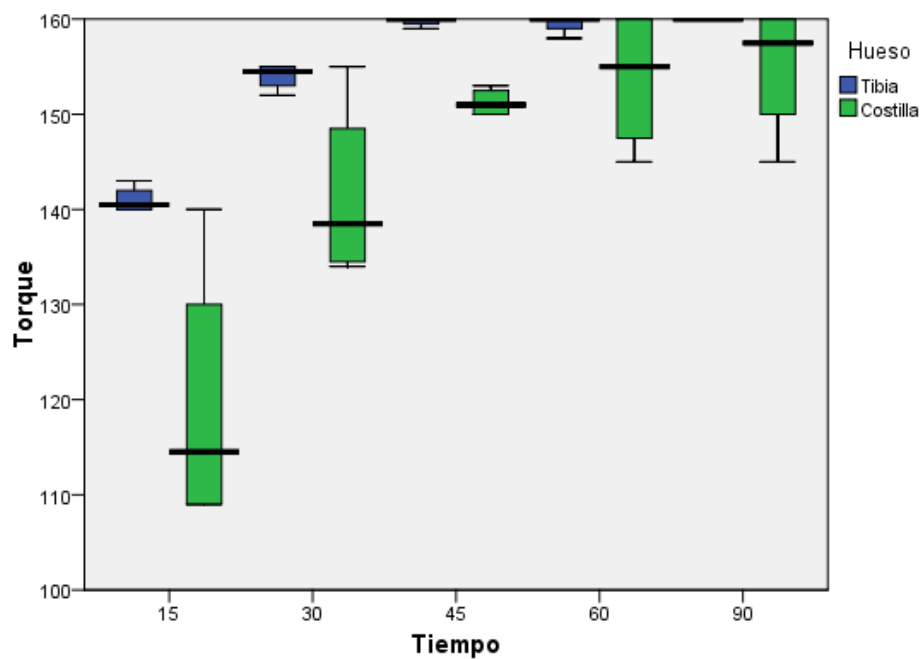


Figura V.19.-: Box plot de los valores del torque de desinserción entre la región costal y tibial.

ANIMAL	PERIODO	REGIÓN COSTAL	VALOR MEDIO
Nº4	15 DÍAS	119	119,5
		119	
		120	
		130	
Nº3	30 DÍAS	137	141,5
		135	
		155	
		159	
Nº2	45 DÍAS	160	151,25
		150	
		160	
		135	
Nº1	60 DÍAS	147	153,75
		148	
		160	
		160	
Nº5	90 DÍAS	150	155
		150	
		160	
		160	

TablaV. 5: Valores medios del torque de desinserción obtenidos en la región costal.

ANIMAL	PERIODO	REGIÓN TIBIAL	VALOR MEDIO
Nº4	15 DÍAS	140	141
		142	
		153	
Nº3	30 DÍAS	155	154
		160	
Nº2	45 DÍAS	160	159,75
		160	
		158	
Nº1	60 DÍAS	160	159,50
		160	
Nº5	90 DÍAS	160	160
		160	

Tabla V. 6: Valores medios del torque de desinserción obtenidos en la región tibial.

Variable dependiente: Torque

Tiempo	Hueso	Media	Desviación típica	N
15	Tibia	141,00	1,414	4
	Costilla	119,50	14,617	4
	Total	130,25	14,983	8
30	Tibia	154,00	1,414	4
	Costilla	141,50	9,678	4
	Total	147,75	9,254	8
45	Tibia	159,75	,500	4
	Costilla	151,25	1,500	4
	Total	155,50	4,660	8
60	Tibia	159,50	1,000	4
	Costilla	153,75	7,500	4
	Total	156,63	5,829	8
90	Tibia	160,00	,000	4
	Costilla	155,00	7,071	4
	Total	157,50	5,345	8
Total	Tibia	154,85	7,520	20
	Costilla	144,20	15,807	20
	Total	149,53	13,355	40

Pruebas de los efectos inter-sujetos

Variable dependiente: Torque

Origen	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Modelo corregido	5692,725 ^a	9	632,525	15,021	,000
Intersección	894309,025	1	894309,025	21238,291	,000
Tiempo	4195,100	4	1048,775	24,907	,000
Hueso	1134,225	1	1134,225	26,936	,000
Tiempo * Hueso	363,400	4	90,850	2,158	,098
Error	1263,250	30	42,108		
Total	901265,000	40			
Total corregida	6955,975	39			

Comparaciones múltiples

Torque

Bonferroni

(I)Tiempo	(J)Tiempo	Diferencia de medias (I-J)	Error típ.	Sig.	Intervalo de confianza 95%	
					Límite inferior	Límite superior
15	30	-17,50 [*]	3,245	,000	-27,33	-7,67
	45	-25,25 [*]	3,245	,000	-35,08	-15,42
	60	-26,38 [*]	3,245	,000	-36,21	-16,54
	90	-27,25 [*]	3,245	,000	-37,08	-17,42
30	15	17,50 [*]	3,245	,000	7,67	27,33
	45	-7,75	3,245	,234	-17,58	2,08
	60	-8,88	3,245	,104	-18,71	,96
	90	-9,75	3,245	,053	-19,58	,08
45	15	25,25 [*]	3,245	,000	15,42	35,08
	30	7,75	3,245	,234	-2,08	17,58
	60	-1,13	3,245	1,000	-10,96	8,71
	90	-2,00	3,245	1,000	-11,83	7,83
60	15	26,38 [*]	3,245	,000	16,54	36,21
	30	8,88	3,245	,104	-,96	18,71
	45	1,13	3,245	1,000	-8,71	10,96
	90	-,88	3,245	1,000	-10,71	8,96
90	15	27,25 [*]	3,245	,000	17,42	37,08
	30	9,75	3,245	,053	-,08	19,58
	45	2,00	3,245	1,000	-7,83	11,83
	60	,88	3,245	1,000	-8,96	10,71

Basadas en las medias observadas.

El término de error es la media cuadrática(Error) = 42,108.

*. La diferencia de medias es significativa al nivel ,05.

V.3.- Análisis histomorfométrico.

V.3.1.- Análisis histomorfométrico en la región costal.

Los resultados obtenidos en esta fase del estudio, permiten establecer dos observaciones relevantes como son la proporción entre el hueso primitivo y el hueso nuevo-neoformación, y en segundo lugar el porcentaje de osteointegración. (Tabla V.7)

En relación al primero, se produce una proporcionalidad entre hueso primitivo y neohueso en todos los momentos observacionales al sacrificio de los animales. Este hecho está en concordancia con un incremento progresivo desde el primer sacrificio a los 15 días hasta el último a los 90 días.

De esta forma, se desprende que el porcentaje de osteointegración, también se exprese en un aumento progresivo. Así a los 15 días, se encuentra un 51,65%, que va en aumento hasta alcanzar en la fase final un 65,79%. (Fig.V.20.)

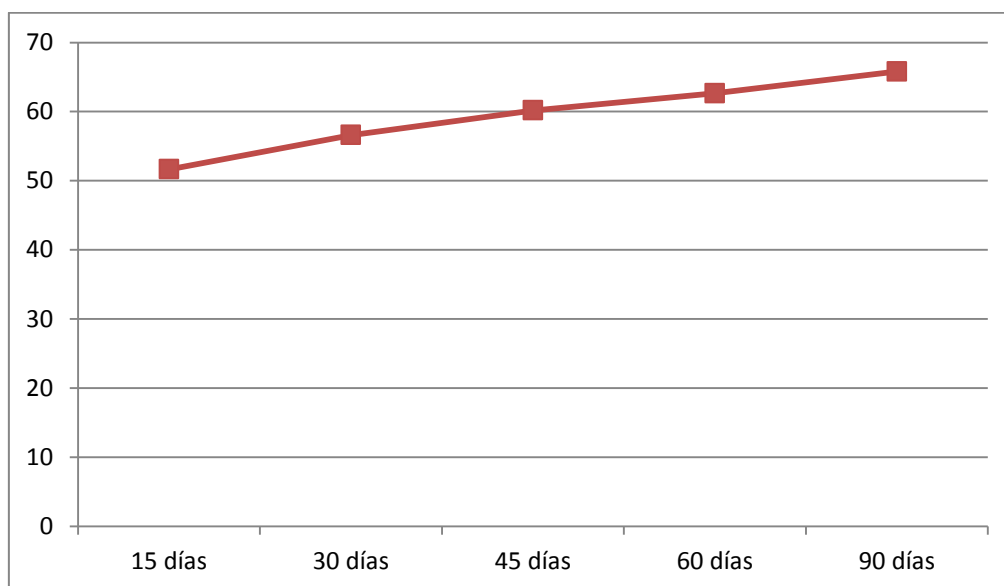


Figura V.20.- Distribución en porcentajes de osteointegración en la región costal.

V.3.2.- Análisis histomorfométrico en la región tibial.

El estudio histomorfométrico en la región tibial presenta unos resultados que guardan cierto paralelismo con los implantes procedentes de la región costal (Tabla V.8).

La relación entre el hueso primitivo y el nuevo hueso formado, sigue siendo directamente proporcional a los diferentes periodos de sacrificio de los animales.

En relación al porcentaje de osteointegración, éste también aumenta progresivamente y así a los 15 días se alcanza un valor medio de 54,30%, pasando a los 30 días a un porcentaje del 60,95%, a los 45 días del 61,24%, a los 60 días del 63,85%, y por último a los 90 días, un 68,58% (Fig. V.21.).

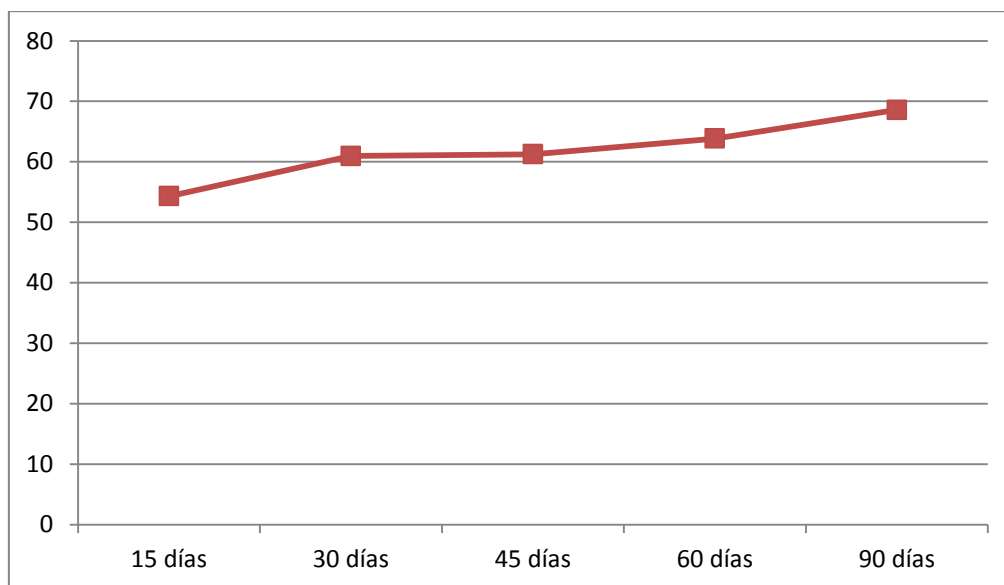


Figura V.21.- Distribución en porcentajes de osteointegración en la región tibial.

V.3.3.- Análisis histomorfométrico comparativo entre las regiones costal y tibial.

Al comparar los hallazgos histomorfométricos entre las dos zonas de estudio, se observa que las diferencias entre el hueso primitivo y el hueso nuevo son proporcionales entre ambas regiones, si bien existe una proporcionalidad a favor de la región tibial.

Del mismo modo, los porcentajes de osteointegración son siempre algo más superiores en la región tibial que en la costal, en los diferentes períodos de observación (Figura V.22).

En cualquier caso, este incremento progresivo pone de manifiesto que a los 90 días, no existe un recubrimiento total de hueso por lo que cabe presuponer que en observaciones a mayor tiempo, la osteointegración debería de ser mayor.

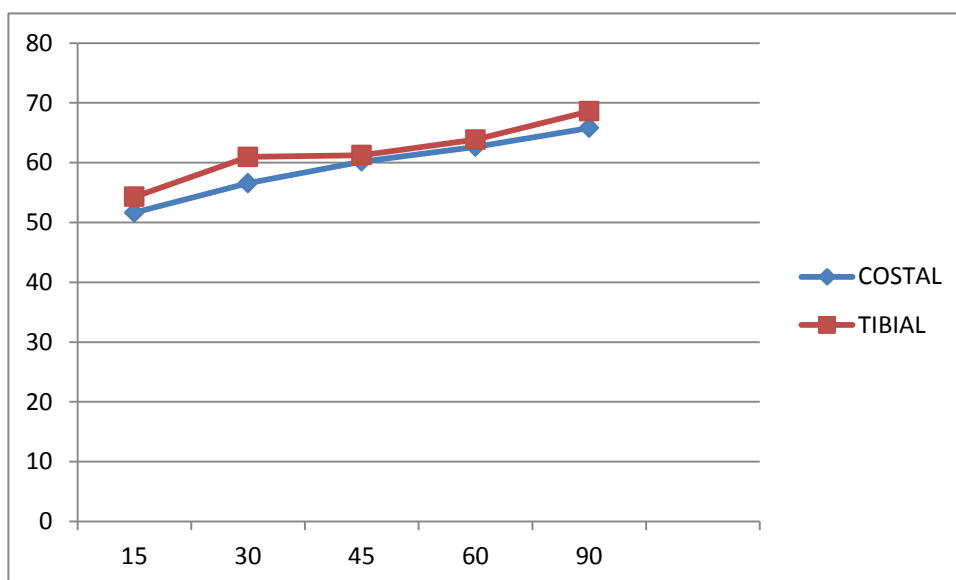


Figura V.22.- Comparación en porcentajes de osteointegración entre las regiones costal y tibial.

TIEMPO	% INTEGRACIÓN	CONJUNTIVO	HUESO PRIMITIVO	HUESO NUEVO
15 días	51,65%	3987,51	570,78	8102,36
30 días	56,60%	7963,25	505,78	10123,32
45 días	60,18%	9724,56	1234,56	13243,67
60 días	62,64%	8234,54	725,68	12596,87
90 días	65,79%	4748,92	594,60	12894,63

Tabla V.7. Resultados histomorfométricos de implantes procedentes de la región costal.

TIEMPO	% INTEGRACIÓN	CONJUNTIVO	HUESO PRIMITIVO	HUESO NUEVO
15 días	54,30%	4105,34	625,89	9104,65
30 días	60,95%	8140,88	547,89	12160,03
45 días	61,24%	13655,56	1702,17	16091,52
60 días	63,85%	9070,20	743,55	15275,86
90 días	68,58%	5361,48	627,30	13388,28

Tabla V.8. Resultados histomorfométricos de implantes procedentes de la región tibial.

VI.- DISCUSIÓN

El presente trabajo de investigación sobre implantes tratados con grabado ácido (superficie Avantblast^R), se realizó sobre tres elementos objetivos y cuantitativos, vigentes en la actualidad, como son el resonador de frecuencias, torque de desinserción e histomorfometría.

La literatura científica al respecto, como queda reflejado en el apartado de la Introducción, es variada y prolija por cuanto que muchos de los estudios experimentales fueron realizados en especies animales diferentes. No obstante y con el fin de comparar los resultados obtenidos en este estudio, se procederá a su discusión de forma ordenada, según los parámetros anteriormente mencionados.

En relación a los hallazgos obtenidos por **“resonador de frecuencias”** en experimentación animal, destaca el estudio realizado por Meredith y cols (142) en 1996 sobre tibias de conejos encontrando un aumento significativo del ISQ, entre los 14 y 28 días, pero nivelándose tras los 40 días hasta los 3 meses de observación.

En otra dirección, Kang y cols. (143) en 2013, encuentran en el mismo modelo animal, que los valores de resonador de frecuencia a las 6 semanas resultan más altos cuando se comparan implantes tratados con láser frente a otros tratados con óxido de magnesio, alcanzando unos valores de 40.72 ± 13.3 frente a un 22.26 ± 6.4

Estos resultados contrastan, en varios aspectos, con los observados en este estudio. En primer lugar los valores de ISQ encontrados son claramente superiores; hecho éste que claramente puede justificarse por el modelo animal de mayor tamaño y mayor longitud de implantes. Así mismo, hemos observado que se produce un descenso del ISQ, tanto en la región tibial como costal a los 15 días y a diferencia de Meredith (142), los valores han ido aumentando en general de forma progresiva.

Estas diferencias en experimentación animal, no parecen ser tan evidentes si se analizan algunos estudios clínicos. El propio Meredith (144), encontró que a los 8 meses y sobre un total de 52 implantes la frecuencia de resonancia había aumentado.

Por el contrario, y en observaciones a menor tiempo, Frieberg y cols. (145), estudiando implantes Bränemark en 15 mandíbulas edéntulas con hueso de alta densidad, observaron que los implantes fueron tan estables en el momento de la colocación como cuando se midieron posteriormente a los 3-4 meses.

Los mismos autores, llevaron a cabo un nuevo estudio observacional y a mayor tiempo, observando de nuevo que al año no existían diferencias significativas en relación al momento de la inserción (146).

Más específicos son los resultados ofrecidos por Boronat y cols. (109), quienes estudiaron la superficie Avantblast® en 24 pacientes rehabilitados, a los cuales se les colocaron un total de 64 implantes en las regiones anteriores y posteriores del maxilar y la mandíbula, llegando a la conclusión que los valores medios obtenidos durante la cirugía de 62,6 disminuían a las 4 semanas hasta 60,9 para posteriormente aumentar a las 10 semanas hasta 63,4 por lo que no encontraron diferencias estadísticamente significativas entre los periodos de observación.

Aunque la extrapolación de los resultados obtenidos en experimentación animal debe hacerse con cautela, podemos ver ciertas similitudes con los hallazgos clínicos expuestos por estos autores.

El comportamiento de la región tibial, puede asemejarse a la región anatómica mandibular puesto que se trata de un hueso de alta densidad (tipo I). La estabilidad encontrada por Frieberg y cols (145), es superponible a la observada en este trabajo de investigación que aunque existan diferencias entre los valores iniciales y finales, éstos siempre han sido altos y el hecho de que se encuentren por encima de un ISQ> 65, pone

de relieve que la superficie Avantblast^R en condiciones clínicas debería de responder a su aplicación en procedimientos de rehabilitación con carga inmediata.

En relación a la región costal, se entiende que al tratarse de un hueso menos denso podría etiquetarse como un Tipo II. Los valores en el momento de su inserción son más bajos que en la región tibial, similares a los de Boronat y cols (109) y por consiguiente exigen mayor cautela a la hora de su utilización en clínica. De ahí que su indicación parecería encuadrarse mejor en procedimientos de carga precoz que en carga inmediata.

El segundo parámetro objeto de estudio ha sido **“el torque de desinserción o torque de remoción”**. Al respecto los estudios existentes son diversos en cuanto al animal de experimentación empleado y la localización anatómica, así como las superficies estudiadas.

En pequeños animales como los conejos, Cheng y cols. (155), sobre un total de 60 implantes insertados en tibia, encontraron que el tratamiento con iones de hidruro permitían obtener valores de torque de desinserción más altos en comparación con los implantes no tratados. El sacrificio realizado a las 2 y 8 semanas, reveló valores de torque de desinserción para el grupo test de $18,75 \pm 4,71$ Nw/cm a las 2 semanas y de $37,70 \pm 8,54$ Nw/cm a las 8 semanas mientras que para los implantes del grupo control fueron de $13,25 \pm 2,71$ Nw/cm a las 2 semanas y de $22,90 \pm 9,84$ Nw/cm a las 8 semanas.

Esta influencia en cuanto al tratamiento de las superficies, se observa también en el estudio realizado por Klokkevold y cols (176), quienes comparando una superficie tratada con doble grabado ácido HCL / H₂SO₄ frente a una superficie pulida mediante el control de torque de remoción, encuentran tras dos meses de cicatrización una resistencia de torque cuatro veces superior en implantes con superficie grabada ($20,50 \pm 6,59$ Nw/cm) que en implantes con superficie pulimentada ($4,95 \pm 1,61$ Nw/cm).

Estos datos numéricos, contrastan con los altos valores observados por Kang y cols. (85) en 2014, quienes utilizando el mismo modelo animal compararon implantes de 3,4 mm de diámetro y 8 mm de longitud de una superficie tratada con láser frente a la superficie SLA. Según los autores, a las 6 semanas los valores medios del torque de desinserción fueron de 79.4 Nw/cm para la superficie con tratamiento laser y 52.7 Nw/cm para las superfice SLA.

De estos trabajos, y una vez más, se pone de manifiesto la influencia de los tratamientos de las superficies de los implantes.

Si se analiza la respuesta del torque de desinserción en animales mayores como cerdos minipigs o perros, también se observan valores diferentes.

A nivel maxilar y en cerdos minipigs Busser y cols (51), observaron que las diferencias de torque de desinserción eran notables y estadísticamente significativas, cuando se comparaban las superficies Osseotite y SLA. A las 4, 8 y 12 semanas el torque de desinserción para los implantes Osseotite fue de 62,5, 87,6 y 95,7 Nw/cm, respectivamente. Por el contrario los implantes SLA, presentaron valores de 109,6, 166,7 y 186,8 Nw/cm.

En mandíbulas de perro, Henry y cols. (152) llevaron a cabo un estudio donde compararon las superficies con doble grabado ácido y las TiUnite. Valorando los resultados a las 8 semanas, obtuvieron mejores resultados para las superficies TiUnite (110 Nw/cm) frente al doble grabado (70 Nw/cm).

En otro estudio llevado a cabo por Pebe y cols. (153), investigando en la misma zona anatómica pero con perros de raza Mongrel, obtuvieron unos resultados de torque de desinserción de 40 Nw/cm para las superficies lisas, 51 Nw/cm para las tratadas con arenado de partículas de TiO_2 y 66 Nwcm para los implantes arenados y posteriormente

grabados. Se realizaron los registros a las 16 semanas, existiendo correlación con los resultados de porcentaje de contacto hueso-implante.

La falta de homogeneidad en estos estudios no permite compararlos con la presente investigación, no solo por el hecho de ser localizaciones diferentes, también por sus resultados, dado que no parece lógico pensar que la resistencia ofrecida por implantes en el maxilar deba ser diferente a la mandíbula y en el caso de producirse, llama la atención que con independencia del tratamiento de la superficie, los valores reflejados anteriormente sean tan altos.

En un modelo animal similar al de esta investigación, Kwon y cols. (154) en 2013, llevaron a cabo un estudio con minipigs en tibia, comparando la influencia de las microespiras en una superficie tratada con sandblasting y grabado ácido. Al sacrificar a los animales a las 4, 8 y 12 semanas, observaron que los resultados que se obtuvieron para el torque de desinserción de los implantes sin microespiras fueron de 169.1 ± 40.3 Nw/cm (4 semanas), 265.0 ± 9.9 Nw/cm (8 semanas) y 267.6 ± 28.6 Nw/cm (12 semanas). En el grupo con microespiras: 145 ± 56 Nw/cm, 243.8 ± 25 Nw/cm y 274.4 ± 25 Nw/cm, respectivamente a los periodos de observación. De esta forma concluyeron, que los valores de torque de desinserción incrementaron entre las 4 y 8 semanas, no existiendo diferencias significativas entre ambos grupos para los periodos de tiempo entre 8 y 12 semanas.

Independientemente de la modificación macrogeométrica de los implantes, los valores de torque obtenidos en el presente estudio en la región tibial son dispares numéricamente, dado que el valor más alto que se ha obtenido fue de 160 Nw/cm. Tan solo podemos encontrar similitud en los periodos de observación y correlacionar los incrementos que se han producido a partir de los 30 días de nuestra observación con el resto de controles.

Otro trabajo similar, en algunos aspectos, con esta investigación, es el realizado por Niimi y cols (177), quienes presentaron en su informe preliminar la existencia de diferencias significativas de valores de torque de remoción empleando una misma superficie de implante en tres localizaciones anatómicas distintas: tibia, cresta iliaca y escápula de cadáveres. Dichos valores fueron de 64,3 Nw/cm en el caso de la tibia y de 15,2 Nw/cm y 21,6 Nw/cm para la cresta iliaca y escápula respectivamente. También destacaron que el aumento del valor de torque presenta correlación con el grosor del hueso cortical.

Una vez más, buscando la similitud de la densidad ósea de las diferentes zonas anatómicas, y como se ha venido reiterando, la tibia se correspondería con un tipo I; la costilla con un tipo II, similar a la escápula; y la cresta iliaca a un tipo IV.

Los valores observados en el presente estudio a nivel tibial, son claramente superiores a los de Niimi y cols, lo cual puede entenderse por la diferencia de especie empleada. No obstante, es fácil deducir la influencia que la densidad ósea produce en el torque de desinserción, y al igual que estos autores encuentran diferencias entre tibia, cresta iliaca y escápula, también los hemos observado entre la tibia y la costilla. A pesar de ello, los diferentes valores no han sido relevantes a partir de los 30 días por lo que puede deducirse que aunque la influencia del tejido óseo es importante, quizás el tratamiento de la superficie de los implantes tenga un papel fundamental.

Para autores como Simon y cols (178), la influencia de la localización anatómica en el torque de desinserción queda reflejada en su estudio sobre implantes transicionales, demostrando que el torque de remoción en carga inmediata sobre sujetos humanos requiere de un mayor torque en zona mandibular que en el maxilar, y que estos valores aumentan con un mayor tiempo de cicatrización ósea.

La cuestión actual es, si la mejora en el tratamiento superficial de los implantes permite una mayor aceleración en el proceso de osteointegración y consecuentemente en la estabilidad secundaria de los implantes.

Como se ha venido exponiendo, existen multitud de superficies, si bien las de grabado ácido, representan en el momento actual las más numerosas. Dado que la superficie Avantblast^R pertenece a este grupo, ahondamos una vez más en otro estudio realizado por Baker y cols (179) quienes concluyen que el torque de desinserción entre superficies no tratadas y tratadas con doble grabado ácido puede ser más del doble.

Estas diferencias en la estabilidad secundaria de los implantes han sido corroboradas mediante estudios histomorfométricos en los que parece obvio que a mayor torque, mayor contacto hueso-implante.

Así, Wenneberg y cols (180), analizaron 3 topografías diferentes de superficies implantológicas: maquinada, arenada con partículas de óxido de titanio y arenada con partículas de óxido de aluminio. Evaluaron el torque de remoción y el estudio histomorfométrico. Los resultados histomorfométricos permitieron establecer una correlación con los resultados de torque de desinserción para las distintas superficies. Los valores más altos obtenidos corresponden a la superficie arenada con partículas de titanio de 25 µn.

Posteriormente, Cordili y cols (181) en el año 2000 presentaron un estudio del comportamiento sobre cuatro tipos de superficies de implantes (superficie maquinada, granallada, plasma spray y tratamiento ácido) mediante análisis histomorfométrico y torque de remoción. Los porcentajes BIC marcados por histomorfometría para cada uno de ellos fueron de 48,6%, 54,80, 56,8% y 72,4% respectivamente.

Gottlow y cols (182) en el mismo año, ofrecieron nuevamente concordancia entre los resultados de ambos test, al enfrentar superficies grabadas frente a superficies

de Ti Unite, encontrándose valores de torque de desinserción de 25 Ncm para las superficies grabadas y de 35 Ncm para las superficies Ti Unite y un 44% de contacto hueso-implante y 58% respectivamente.

He y cols. (183) en su estudio investigaron la respuesta del hueso a los implantes de Titanio tratados con ácido fluorhídrico/ ácido Nítrico. Se evaluó el torque de desinserción y el análisis histomorfométrico a las 2,4 y 8 semanas. Los valores de torque mostraron valores más altos para los implantes tratados con HF/HNO₃ a las 8 semanas (33,1 Ncm frente a los 25,7 Ncm del grupo control). Del mismo modo el análisis histomorfométrico mostró resultados significativamente mayores para las superficies tratadas con HF/HNO₃ (81,99% y 86,38%) que para los del grupo control (75,33% y 81,62%) después de 2 y 4 semanas. A las 8 semanas los resultados fueron mayores para los implantes tratados con HF/HNO₃ que para los control (79,56% frente a 68,45%) $p < 0,003$. De ahí que los autores concluyan, que el tratamiento con una solución de HF/HNO₃ promueve la formación de hueso y la osteointegración después de 4 y 8 semanas.

Todos estos resultados, aunque diferentes cuantitativamente, son similares cualitativamente y vienen a reflejar la concordancia entre el torque de desinserción y los hallazgos histomorfométricos en el tiempo. Parece obvio que la especie animal y el tipo de hueso influyen en los porcentajes numéricos. Nuestros resultados, así lo avalan y ponen de manifiesto diferencias entre un hueso más corticalizado como la tibia y uno más esponjoso como la costilla. Lo que es indiscutible es la superioridad de los hallazgos, en ambos casos, de las superficies por sustracción frente a superficies no tratadas, hecho éste que viene a consolidar el papel que éstas juegan en la actualidad de cara a la predictibilidad de los tratamientos con implantes.

Ambos tests, resonador de frecuencia y torque de desinserción, han encontrado la prueba más objetiva de la actualidad que está representada por la **medición del BIC (bone to implant contact), mediante histomorfometría**; si bien y como describiremos más adelante, de nuevo los resultados que se exponen están desarrollados sobre diferentes superficies y especies animales, presentando todos ellos valores cuantificados porcentualmente sobre la cantidad de hueso encontrada en la interfaz hueso-implante.

Entre las superficies de adición, destaca el recubrimiento con Hidroxiapatita, cuyos resultados tuvieron hace años cierta controversia, y en la actualidad ha sido desarrollado bajo diferentes combinaciones presentando resultados alentadores.

Así, Vidigal y cols. (165) evaluaron la respuesta de los implantes en hueso sano y osteoporótico, utilizando 10 conejas Nueva Zelanda ovariectomizadas, sometidas a una dieta hipocálcica y 10 conejas sanas. Tras la colocación de 3 implantes diferentes en la tibia en la metáfisis proximal de cada animal: aleación de Titanio (Ti), recubierto de hidroxiapatita de pulverización de plasma (HA-PS) y otro recubierto de hidroxiapatita con el proceso biomimético (HA-B), evaluaron a los 3 meses los hallazgos histomorfométricos. El BIC de los implantes de Titanio fue de 73,09+/- 13,74% en el sano y 66,09+/-30,01% en animales ovariectomizados. El BIC para la HA-PS fue 64,83+/-15,65% y 90+/-8,14% para los animales sanos y los ovariectomizados respectivamente y 88,66+/-5,30 y 87,96+/-10,71% para los implantes de HA-B colocados en las mismas condiciones.

En esta línea, Yang y cols (166), en 2012, realizaron un estudio de 30 implantes; la mitad de hidroxiapatita revestida y la otra mitad de estroncio hidroxiapatita revestido, los cuales se insertaron en las tibias de 15 conejos. El análisis histomorfométrico demostró que a las dos, cuatro y ocho semanas el grupo recubierto por estroncio hidroxiapatita tuvo un contacto hueso-implante significativamente mayor; con lo que

las superficies con revestimiento de estroncio hidroxiapatita tenían el potencial de mejorar la osteointegración de implante. Los valores que se obtuvieron a las 2, 4 y semanas fueron para la superficie de hidroxiapatita revestida de $17.38 \pm 2.03\%$, $24.62 \pm 9.26\%$ y de $23.06 \pm 5.38\%$, los valores para la superficie con revestimiento de estroncio fue de $68.22 \pm 4.30\%$, $70.36 \pm 3.61\%$ y de $71.51 \pm 4.31\%$.

Cheng y cols (168), también en 2012, evaluaron en su estudio el efecto del recubrimiento de nano-hidroxiapatita delgada en la osteointegración (nano-HA). A las 12 semanas se realizó el torque de desinserción y el análisis histomorfométrico ($P < .05$) donde se concluyó que el recubrimiento de nano-hidroxiapatita mejora la osteointegración en ratas.

Más reciente, en 2014, Kawai y cols. (185), estudiaron los efectos de los diferentes tratamientos de las superficies (no tratadas, revestimiento de hidroxiapatita y tratamiento térmico alcalino) en la capacidad del hueso para unirse a la superficie del implante, llevándolo a cabo el estudio en conejos. Los valores de BIC que se obtuvieron fueron de 21.2%, 72.1% y 33.8% a las 4 semanas, de 21.8%, 70.9% y 30.0% a las 8 semanas y 16.3%, 70.2% y de 29.9% a las 16 semanas respectivamente. Las superficies de Hidroxiapatita presentaron valores más altos que las de tratamiento térmico alcalinino en todos los periodos de tiempo.

Una vez más, se deben comparar estos resultados con cautela, dada la especie animal diferente. Los valores máximos de BIC expuestos anteriormente, oscilan entre un 70% a un 88%. La similitud de la región utilizada como es la tibia y el periodo de tres meses de observación, permite extrapolar los resultados de esta investigación, considerando que los hallados para la superficie Avantblast^R son ligeramente inferiores, si bien, debería tenerse en cuenta el periodo sigma del conejo que es mucho más rápido que el del cerdo minipig.

Dado que la superficie objeto de esta investigación pertenece al grupo de superficies de sustracción, parece más lógico contrastar los resultados obtenidos con superficies similares.

Entre las diferentes publicaciones, destacan las de Marinho y cols (158) quienes estudiando en ratas las diferencias de BIC entre las superficies TPS y SLA, observaron que a los 5 y 15 días no existían diferencias significativas, encontrando unos valores de BIC para la superficie TPS de $9.66 \pm 1.5\%$ y para la superficie SLA de $10 \pm 1.0\%$ a los 5 días y a los 15 días los valores fueron de $13.3 \pm 2.0\%$ y $12.0 \pm 1.5\%$ respectivamente. A los 30 y 60 días, los porcentajes de BIC obtenidos para la superficie arenada / grabado ácido fueron muy superiores a los que mostraron la superficie TPS en los mismos tiempos, encontrando unos valores de BIC obtenidos para la superficie TPS a los 30 días de $42.0 \pm 4.5\%$ y para la superficie SLA de $54.0 \pm 2.0\%$, siendo la diferencia estadísticamente significativa.

Cochram y cols en 1998 (159), también compararon implantes TPS frente a SLA, presentando resultados que coincidían con los expuestos por Busser y cols (51), en el mismo año. Ambos estudios, pusieron de manifiesto resultados histomorfométricos superiores para la superficie SLA frente a la TPS en los periodos iniciales (<3 meses). Los valores de BIC hasta los 3 meses para la superficie SLA fueron de $72.33 \pm 7.16\%$ y para la superficie TPS fueron de $52.15 \pm 9.19\%$, igualándose pasado este periodo inicial. A los 3 meses fue de $68.21 \pm 10.44\%$ para la superficie SLA y de $78.18 \pm 6.81\%$, y posteriormente volviendo a diferenciarse pasados 12 meses, para la superficie SLA fue de $71.68 \pm 6.64\%$ y para la superficie TPS de $58.88 \pm 4.62\%$.

Otros estudios como el de Lazzara y cols (53), evaluaron las diferencias histológicas en humanos entre superficies opuestas maquinadas y disolución ácida. Tras un periodo de cicatrización de 6 meses los resultados histológicos obtenidos revelaron

un porcentaje BIC de 72,96% en el lado con tratamiento grabado ácido frente a un 33,98% en el lado con superficie maquinada.

Todos estos resultados, vuelven a estar en consonancia con los obtenidos en el presente trabajo de investigación y sus valores resultan muy similares tanto en la región costal como en la tibial.

El intento por demostrar las ventajas de las superficies de sustracción frente a las de adición, también ha sido objeto de diferentes estudios. De esta forma, Al- Hamdam y cols (169) evaluaron la superficies SLA (chorreado y grabado al ácido), frente a una superficie modificada de hidroxiapatita “Nano Tite™”. El sacrificio de los perros se realizó a las 2,4 y 8 semanas. Para ambas superficies, el porcentaje de BIC aumentó significativamente con el tiempo, no encontrándose diferencias estadísticamente significativas para ambas superficie en los diferentes tiempos de implantación. Los valores que se encontraron para la superficie Nano Tite™ fueron de $53.9 \pm 13.1\%$, $71.5 \pm 11.3\%$ y de $85.9 \pm 6.1\%$ a las 2,4 y 8 semanas respectivamente, mientras que para la superficie SLA, los valores de BIC fueron de $59.6 \pm 11.4\%$ $78.3 \pm 9.0\%$ y de $89.6 \pm 5.7\%$. No encontrándose diferencias estadísticamente significativas para ambas superficie en los diferentes tiempos de implantación.

Eom y cols (184), en 2012 realizaron un estudio en el que comparaban tres superficies de implantes, (HA, RBM y SLA). Tras la colocación de 72 implantes en ambas tibias y en 12 minipigs machos, observaron que el porcentaje de contacto hueso-implante que se obtuvo a las 2,4 y 8 semanas fue de 46.18 ± 21.69 , 63.38 ± 23.21 y de $58.50 \pm 14.98\%$ para la superficie RBM, de 51.36 ± 22.36 , 63.79 ± 12.02 y de $66.15 \pm 19.02\%$ para la superficie SLA y de 65.74 ± 12.89 , 79.24 ± 0.18 y de $85.97 \pm 7.29\%$ para la superficie HA. Concluyendo que las superficies de implantes con HA son relativamente más favorables en carga temprana.

Los resultados expuestos en los diferentes periodos de observación, presentan ligeras diferencias con los hallados en este trabajo. Los porcentajes de BIC encontrados a las dos semanas son ligeramente superiores en la superficie Avantblast^R en relación a la superficie SLA y RBM, y ligeramente inferiores en periodos más avanzados.

Muy recientemente, Favero y cols. (86) en 2015, han realizado sobre 12 perros Beagle a los que insertaron implantes con superficies de tratamiento ácido (SLAactive®) y otra modificada con iones calcio (UnicaCa®). El sacrificio de los animales se llevó a cabo tras un periodo de cicatrización de 1, 2, 4 y 8 semanas. Después de una semana de cicatrización la aposición de nuevo hueso encontrada para ambas superficies fue de $6.9 \pm 3.3\%$ y $6.1 \pm 4.6\%$ para UnicaCa® y SLAactive® respectivamente. Después de 2 semanas, los porcentajes han aumentado a un $29.1 \pm 11.9\%$ y $21.6 \pm 14.3\%$, respectivamente. Después de 4 y 8 semanas de cicatrización, los valores medios son de $46.3 \pm 7.3\%$ y $58.7 \pm 15.1\%$ para UnicaCa® y de $51.2 \pm 16.1\%$ y $68.9 \pm 15.4\%$ para la SLAactive®. No existiendo diferencias significativas entre ambas superficies.

Una vez más, se pone de manifiesto la disparidad entre los estudios. En líneas anteriores ha quedado reflejado que incluso con idénticas superficies los valores encontrados pueden ser muy diferentes. Según nuestro criterio, este último trabajo aún con valores inferiores a los nuestros, parecen más lógicos y ponen de evidencia como el BIC aumenta progresivamente pero sin alcanzar un recubrimiento total de las superficies de los implantes.

Pretendemos finalizar este apartado, dejando constancia como las investigaciones en el campo implantológico siguen por el camino de las modificaciones de sus superficies y cada día son más frecuentes las aportaciones de estudios que

exponen estos resultados. Sirvan como botón de muestra los tratamientos con láser y la introducción del zirconio.

En relación al primero, en 2011 Berardi y cols (186) sobre 11 conejos a los que colocaron implantes tratados con láser a diferentes potencias para conseguir tamaños distintos de poros. Transcurridas 8 semanas, se obtuvieron unos resultados de BIC de $51.1 \pm 17.8\%$ para tamaño de poros de $5\mu\text{m}$, de $52.1 \pm 2.2\%$ para tamaño de poro de $10\mu\text{m}$, de $51.5 \pm 13.5\%$ para tamaño de poro de $20/20\mu\text{m}$, de $49.3 \pm 19.7\%$ para tamaño de poro de $20/30\mu\text{m}$, de $49.4 \pm 33.9\%$ para tamaño de poro de $25\mu\text{m}$, de $46.4 \pm 4.4\%$ para tamaño de poro de $30\mu\text{m}$ y de $49.5 \pm 9.5\%$ para tamaño de poro de $40\mu\text{m}$. Concluyeron que los implantes con poros de 20 y $25\mu\text{m}$ lograron un mejor contacto hueso-implante.

Faeda y cols (170) en su estudio analizaron los efectos de la modificación de la superficie de Titanio (MS) en comparación con la ablación por LÁSER Nd-YAG (LMS) y el recubrimiento de hidroxiapatita (HA) seguido por deposición química fina de hidroxiapatita. Utilizaron las tibias de 48 conejos durante 4, 8 y 12 semanas, observando que los resultados del BIC para las regiones corticales fueron mayores ($p < 0,001$) en el LMS y los implantes de HA para todos los periodos sin diferencias.

Así mismo, Kang y cols. (143) en 2013, también compararon en conejos implantes tratados con laser (LE) e implantes con óxido de magnesio incorporado (MgO). Tras un periodo de reposo de 6 semanas, los valores medios del BIC que se obtuvieron fueron de $63.35 \pm 16.44\%$ para el grupo LE y de $51.63 \pm 5.09\%$ para el grupo MgO .

En relación a los implantes de zirconio, destacan los estudios en ratas de Mai y cols (160), tras un periodo de cicatrización de 28 y 56 días, encontraron un valor medio de hueso regenerado del 36,3% a los 28 días de curación y de un 58,2% a los 56 días.

Thomas y cols (161), en un estudio comparativo en la región mandibular de perros, encontraron que los valores BIC obtenidos en el análisis histomorfométrico alcanzaron un máximo de $86,9\% \pm 6,8\%$ a las 8 semanas para los implantes de TiZr y un $83,4\% \pm 5,9\%$ para las superficies de Ti.

Del mismo modo, Stadlinger y cols (162) hicieron una comparativa de implantes de Titanio y de Zirconio tras un corto periodo de cicatrización en la mandíbula de 7 minipigs. A las 4 semanas se evaluó el contacto hueso-implante y se observó que los valores más altos se encontraron para los de Zirconio sumergidos con un BIC del 80% seguido del de Titanio, con un 74% y por último el de Zirconio no sumergido con un 63%.

Gahlert y cols (163) compararon implantes de titanio, óxido de zirconio (ZrO_2) superficie grabada al ácido (SLA). El análisis histomorfométrico y los resultados indicaron que no existían diferencias en la osteointegración entre implantes de ZrO_2 y los de control Ti y SLA, respecto a la relación BIC y la densidad ósea periimplantaria.

Koch y cols (164), evaluaron la osteointegración de una sola pieza de zirconio vs implantes de Titanio en función de su profundidad de inserción por histomorfometría. Colocaron 4 implantes de una pieza geométrica idéntica (óxido de zirconio sin recubrir, recubierto, titanio y material sintético) en cada lado de 6 perros mestizos. A los 4 meses se hizo el sacrificio. El BIC de la parte apical del implante de zirconio y Titanio ascendió al 59,2% para el óxido de zirconio sin recubrir, el 58,3% de zirconio recubierto, el 26,8% para el material sintético y el 41,2% de los implantes de Titanio.

Otros estudios recientes han sugerido que los iones de magnesio ejercen un efecto beneficioso sobre la osteointegración del implante. Al respecto, Parque y cols (171), evaluaron la osteointegración de los implantes de Titanio microestructurado

comerciales que incorporan Magnesio. Las características de la superficie se evaluaron por microscopia electrónica de barrido, espectroscopia de fotoelectrones de Rayos X y perfilometría óptica. Se utilizaron un total de 24 implantes que se insertaron en los cóndilos femorales de 12 conejos. El análisis histomorfométrico se realizó a las 4 semanas después de la implantación, obteniendo unos valores medios de $49.4 \pm 10.4\%$ para los implantes de hidroxiapatita y de $62.4 \pm 6.6\%$ para los implantes que incorporan Magnesio. Los resultados que se obtuvieron indican que las superficies con Magnesio incorporado puede ser eficaz en la mejora de la osteointegración aumentando el grado de contacto hueso-implante en las zonas de hueso esponjoso.

Finalizamos este apartado, recalcando la dificultad que ha entrañado la comparación de resultados entre los diferentes estudios como ha quedado reflejado a través de la literatura científica. Aunque es indudable la aportación que los mismos realizan, sería deseable establecer protocolos de investigación regulados sobre idénticas especies de animales y métodos de evaluación.

VII.- CONCLUSIONES

- 1.- Los hallazgos encontrados para el resonador de frecuencia, ponen de manifiesto que los valores de ISQ han sido superiores en la región tibial.
- 2.- Los aumentos progresivos del resonador hallados en los diferentes periodos de observación de la región costal no se correlacionaron con la región tibial.
- 3.- Ambas localizaciones anatómicas presentaron valores altos en el momento de la desinserción, si bien la región tibial fue superior.
- 4.- Los hallazgos histomorfométricos cuantificados han ido incrementándose de forma progresiva en los diferentes periodos de observación.
- 5.- En ninguna de las regiones objeto de estudio se alcanzó una osteointegración total.
- 6.- A raíz de los resultados obtenidos, consideramos que la superficie objeto de investigación puede sustentarse con evidencia científica para su utilización en protocolos de carga precoz o inmediata.

VIII.- BIBLIOGRAFÍA

- 1.-Babbush CA, Tallarico M. Twelve-year clinical and radiological results of maxillary and mandibular implant-retained bar overdentures carried out on oxidized (Ti Unite) replaced select implants: a clinical case. J Oral Implant 2013; 39(6): 737-42.
- 2.-Chiapasco M, Gatti C, Rossi E, Haefliger W, Markwalder TH. Implant retained mandibular overdentures with immediate loading. A retrospective multicenter study on 226 consecutive cases. Clin Oral Res 1997; 8: 48-57.
- 3.-Kan J, Rungcharassaeng K, Lozada J. Immediate placement and provisionalization of maxillary anterior single implants: 1-years prospective study. Int J Oral Maxillofac Implants 2003; 18: 31-9.
- 4.-Lorenzoni M, Pertl Ch, Zhang K, Wimmer G, Wegscheider W. Immediate loading of single-tooth implants in the anterior maxilla. Preliminary results after one year. Clin Oral Impl Res 2003; 14: 180-87.
- 5.-Nikellis I, Levi A, Nicolopoulos C. Immediate loading of 190 endosseous dental implants: A prospective observational study of 40 patients treatments with up to 2 year data. Int J Oral Maxillofac Implants 2004; 19: 116-23.
- 6.-Gapski R, Wang H-L, Mascarentias P, Lang NP. Critical review of immediate implant loading. Clin. Oral Implant Res 2003; 14: 515-27.

- 7.-Raghoobar G, Schoen P, Meyer H, Stellingsma K, Vissink A. Early loading of endosseous implants on the augmented maxilla: A 1 years prospective study. Clin Oral Impl Res 2003; 14: 697-702.
- 8.-Placko H, Mishra S, Weimer J, Lucas L. Surface characterization of titanium-based implant material. Int J Oral Maxillofac Implants 2000; 15: 355-63.
- 9.-Gil FJ. Comportamiento mecánico de los implantes dentales de titanio. Rev Esp Odontoestomatologica de implantes 2000; 8: 11-9.
- 10.-Ichikawa T, Hanawa T, Ukai H, Muramaki K. Three dimensional bone response to commercially pure titanium, hidroxyapatite and calcium-ion mixing titanium in rabbits. Int J Oral Maxillofac Implants 2000; 15: 231-8.
- 11.-Bascones A, Campo-Trapero J, Cabello Dominguez G. Aspectos biomorfológicos, histológicos y bioquímicos de los tejidos periimplantarios: situación actual. RCOE 1998; 3: 319-35.
- 12.-Sykaras N, Iacopino A, Marker V, Triplett R, Ronald D. Implant materials, design, and surface topographies: their effect on osseointegration. A literature review. Int J Oral Maxillofac Implants 2000; 15: 675-90.
- 13.-Allegrini S Jr, Yoshimoto M, Salles MB, De Almeida Bressiani AH. Biologic response to titanium implants with laser-treated surfaces. Int J Oral Maxillofac Implants 2014; 29(1): 63-70.

14.-Cochram D. A comparison of endosseous dental implant surfaces. J Periodontol 1999; 70: 1523-39.

15.-Stadlinger B, Pourmarnd P, Locher MC, Schulz MC. Systematic review of animal models for the study of implant integration, assessing the influence of material, surface and design. J Clin Periodontol 2012; 39(12): 28-36.

16.-Martínez González JM, García Saban F, Ferrándiz Bernal J, Gonzalo Lafuente JC, Cano Sánchez J, Barona Dorado C. Torque de desinserción y propiedades físico-químicas de implantes dentales grabados con ácido fluorhídrico y nítrico. Estudio experimental en perros Beagle. Med Oral Patol Oral Cir Bucal 2006; 11: 281-5.

17.-Gehrke S.A, Cicero do Nascimento P, Bohrer D, Machado L. Acondicionamiento de la textura superficial de implantes dentales. Actas Odontológicas 2008; 5(1):30-7.

18.-Testori T, Del Fabbro M, Feldman S, et al. A multicenter prospective evaluation of 2-month loaded Osseotite implants placed in the posterior jaws: 3-year follow-up results. Clin Oral Impl Res 2002; 13: 154-61.

19.-Block MS, Gardiner D, Kent JN, Misiek DJ, Finger IM, Guerra L. Hydroxiapatite-coated cylindrical implants in the posterior mandible: 10-year observations. Int J Oral Maxillofac Implants 1996; 11: 626-33.

20.-Davies JE. Mechanism of endosseous integration. Int J Prosth 1998; 11: 391-401.

- 21.-Roccuzzo M, Aglietta M, Cordaro L. Implant loading protocols for partially edentulous maxillary posterior sites. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009; 24: 147-57.
- 22.-Alsaadi G, Quirynen M, Michiels K, Jacobs R, van Steenberghe D. A biomechanical assessment of the relation between the oral implant stability at insertion and subjective bone quality assessment. *J Clin Periodontol* 2007; 34: 359-66.
- 23.-Rodríguez-Ríos D, García-Saban FJ. Caracterización físico-química de la superficie de 9 implantes dentales con 3 distintos tratamientos de superficie. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2005; 10: 58-65.
- 24.-Esposito M, Grusovin M, Coulthard P, Thomsen P, Worthington H. A 5-year follow-up comparative analysis of the efficacy of various osseointegrated dental implant systems: a systematic review of randomized controlled clinical trials. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005; 20: 557-68.
- 25.-Rivero González A., Del Río Higsmith J., Martínez Vazquez de Parga JA., Celemín Viñuela A. Preguntas y respuestas en implantoprótesis 2009.
- 26.-Branemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent* 1983; 50: 399-410.
- 27.-Arismendi J, Agudelo L, Ospina A. Implantes de superficie lisa o rugosa: una decisión clínica. *Rev Int Prot Estomat. Ed Esp* 2004; 6 (1):9-15.

- 28.-Matykina E, Arrabal R, Mohedano M, Mingo B, Guzmán R, Martínez-Campos E, López Lacomba JL. Tratamiento superficial avanzado para implantes dentales. *Gaceta dental* 2014; 262: 130-7.
- 29.-Palmquist A, Lindberg F, Emanuelsson L, Bränemark R, Enggvisy H, Thomsen P. Morphological studies on machined implants of commercially pure titanium and titanium alloy (Ti₆Al₄V) in the rabbit. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2009; 91(1):309-19.
- 30.-Buser D, Nydegger T, Hirt HP, Cochran DL, Nolte LP. Removal torque values of titanium implants in the maxilla of miniature pigs. *Int J Oral Maxillofac Implant* 1998; 13: 611-9.
- 31.-Brunski JB, Puleo DA, Nanci A. Biomaterials and biomechanics of oral and maxillofac implants: current status and future developments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; 15: 15-46.
- 32.-Adell R, Lekholm U, Rockler B, Bränemark PI. A 15 year-study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 1981; 10: 387-416.
- 33.-Lekholm U, Gunne J, Henry P, Higuchi K, Lindén U Bergström C, et al. Survival of the Bränemark implant in partially edentulous jaws. A 10 years prospective multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implant* 1999;14: 639-45

- 34.-Scheller H, Urgell JP, Kultje C, Klineberg I, Goldberg PV, Stevenson-Moore P et al. A 5 year multicenter study on implant supported single crown restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998; 13: 212-8.
- 35.-Jaffin RA and Berman CL. The excessive loss of Bränemark fixtures in types IV bone: a 5 year analysis. *J Periodontol* 1991; 62: 2-4
- 36.-Brusnski J. Biomechanics of dental implants. In: Block MS, Kent JN, Guerra LR. *Implants in dentistry. Chapter 7, part 2.* 1997 W.B. Saunders Company. Philadelphia. pp. 63-71.
- 37.-Bahat O. Bränemark system implants in the posterior maxilla: Clinical study of 660 implants followed for 5 to 12 years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; 15: 646-53.
- 38.-Chiapasco M., Abati S., Romeo E., Vogel G. Implant-retained mandibular overdentadures with Bränemark system MKII implants: a prospective study between delayed and immediate loading. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001; 16: 537-46.
- 39.-Hoshaw SJ, Brunski JB, Cochran GVB. Mechanical loading of Branemark implants affects interfacial bone modeling and remodelling. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994; 9: 345-60.
- 40.-Cano Sánchez J., Martínez-González JM., Gonzalo Lafuente JC., Cantero M., Barona Dorado C. Superficies de los implantes: estado actual. *Quintessence (ed Esp.)* 2004; 17 (5): 301-8.

- 41.-Deporter D, Pilliar RM, Todescan R, Watson P. Managing the posterior mandible of partially edentulous patients with short, porous-surfaced dental implants: early data from trial. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;16: 653-8.
- 42.-Deporter D, Watson P, Pharoah M, Todesacan R, Tomlinson G. Ten-year results of a prospective study using porous-surfaced dental implants and a mandibular overdenture. *Clin Implant Dent Relat Res* 2002; 4(4): 183-9.
- 43.-Sohn DS, Kim WS, Lee WH, Jung HS, Shin IH. A retrospective study of sintered porous-surfaced dental implants in restoring the edentulous posterior mandible: up to 9 years of functioning. *Implant Dent* 2010; 19(5): 409-18.
- 44.-Kermalli JY, Deporter DA, Atenafu EG, Lam EW. A retrospective report on three implant devices used to restore posterior partial edentulism: overall performance and changes in crestal bone levels. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2014; 34(2): 225-31.
- 45.-Simmons CA., Pilliar RM. A Biomechanical study of formation around bone-interfacing implants: the effect surface geometry. En Davies JE, eds. *Bone engineering squared* 2000; p. 369-80.
- 46.-Alvarez C, Carrillo J. Materiales utilizados en la implantología oral y sus tratamientos de superficie. *Gaceta Dental* 2009; 205: 114-22.
- 47.-Abu-Hammad OA, Harrison A, Williams D. The effect of hidroxyapatite stress distributor in a dental implant on compressive stress levels in surrounding bone. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; 15: 559-64.

48.-Lim YJ, Oshida Y, Andrés CJ, Barco MT. Surface characterizations of variously treated titanium materials. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001; 16: 333-42.

49.-Yang GL, He FM, Hu JA, Wang XX, Zhao SF. Biomechanical comparison of biomimetically and electrochemically deposited hydroxyapatite-coated porous titanium implants. *J Oral Maxillofac Surg* 2010; 68: 420-7.

50.-Gil FJ. Superficies de implantes dentales. *Atlas práctico de implantología oral*. Gaceta Dental 2004; 152: 11-20.

51.-Busser D, Nydegger T, Hirt HP, Cochran DL, Nolte LP. Removal torque values of titanium implants in the maxilla of miniature pigs. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998; 13: 611-9.

52.-Rocuzzo M, Bunino M, Prioglio F, Bianchi SD. Early loading of sandblasted and acid-etched (SLA) implants: a prospective Split-mouth comparative study. One year results. *Clin Oral Impl Res* 2001; 12: 572-8.

53.-Lazzara RJ, Testori T, Trisi P, Porter SS, Weinstein RL. A human histologic analysis of osseointegration and machined surfaces using implants with 2 opposing surfaces. *Int J Perio Rest Dent* 1999; 19: 117-29.

54.-Lazzara RJ, Porter SS, Testori T, Galante J, Zetterquist L. A prospective multicenter study evaluating loading of osseointegrated implants two months after placement: one-year results. *J Esthetic Dent* 1998; 10: 280-9.

55.-Testori T, Wiseman L, Woolfe S, Porter SS. A prospective clinical study of the osseointegration implant: four years a case report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;16: 193-200.

56.-Aoki H, Ozeki K, Ohtani Y, Fukui Y, Asaoka T. Effect of thin HA coating of the stress/strain distribution in bone around dental implants using three-dimensional finite element analysis. *Biomed Mater Eng* 2006; 16: 157-69.

57.-Burgess AV, Story BJ, Wagner WR, LeGeros JP. Highly crystalline MP1 hydroxyapatite coating (I): in vitro characterizations and comparison to other plasma-sprayed hydroxyapatite coatings. *Clin Oral Imp Res* 1999; 10: 245-56.

58.-Block MS, Gardiner D, Kent JN, Misiek DJ, Finger IM, Guerra L. Hydroxyapatite-coated cylindrical implants in the posterior mandible: 10-year observations. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996; 11: 626-33.

59.-Baltag I, Watanabe K, Kusakari H. Long-term changes of hydroxyapatite-coated dental implants. *J Biomed Mater Res* 2000; 53: 76-85

60.-Jansen JA, Hulshoff JEG, Wolke JGC. Calcium phosphate ceramic surface coatings and their significance. En Larring T, Lindhe J, editors. *Proceeding of 3rd European hop on periodontology. Implant dentistry*. Berlín: 1999; p. 73-87.

61.-Akca K, Iplikcioglu H. Finite element stress análisis of once of staggered versus straight placement of dental implant. Oral Maxillofac Imp 2001; 16: 722-30.

62.-Karabuda C, Sandall P, Yalcin S, Steflik DE. Histologyc and histomorphometric comparison of immediately place. Hidroxiapatite coated and titanium plasma sprayed implants: a study in dogs. Int J Oral Maxillofac Implants 1999; 14: 510-5.

63.-Lezzi G, Orlandi S, Pecora G, Piatelli A. Valoración histological e histomeorfométrica de la respuesta ósea alrededor de un implante revestido con hidroxiapatita retirado 15 años más tarde. Rev Int Odon Res & Perio 2009; 13 (1) : 99-105.

64.-Tae-Gwan E, Gyeo-Rok J, Chang-Mo J, Yong-Seok Ch, Ji-Su O. Experimental study of bone response to hydroxyapatite coating implants: bone-implant contact and removal torque test. Oral and Maxillofacial Surgery 2012; 114 (4): 411-8.

65.-Kawai T, Takemoto M, Fujibayashi S, Akiyama H, Nakamura T, Matsuda S. Comparison between alkali heat treatment and sprayed hydroxyapatite coating on thermally-sprayed rough Ti surface in rabbit model: Effects on bone-bonding ability and osteoconductivity. J Biomed Mater Res Appl Biomater 2014 Sep 20

66.-Kato E, Yamada M, Sakurai K. Retrospective clinical outcome of nanopolymorphic crystalline hydroxiapatite-coated andanodic oxidized titanium implants for 10 years. J Prosthodont Res 2105; 59(1): 62-70

67.-Cutando A, Gómez-Moreno G, Arana C. Superficies bioactivas en implantología: una nueva perspectiva. Av. Periodon Implantol 2007; 19, Supl: 43-50.

68.-Steinemann S, Schroeder A, Sutter F, Buser D, Krekeler G. The properties of titanium. Oral Implantology. 2ª Ed. Nueva York: Thieme 1996; 37-58.

69.-Sykaras N, Lacopino M, Marker VA, Triplett RG, Woody RD. Implants materials, design and surface topographies: their effect on osseointegration. A literature review. Int J Oral Maxillofac Implants 2000; 15: 675-90.

70.-Piatelli A, Misch C, Pontes E, Lezzi G, Scarano A, Degidi M. Dental implant surfaces. A review. En: Misch C Contemporary Implant Dentistry. 3ª Ed. San Luis: Mosby Elsevier 2008; 599-620.

71.-Velasco E, Martínez- Sahuquillo A, Machuca G, Bullón P. La valoración clínica y el seguimiento de los implantes no sumergidos ITI-Bonefit. RCOE 1998; 3: 211-6.

72.-Cochran DL, Jackson JM, Jones AA, Jones DA, Taylor TD, Weber HP, et al. A 5-year prospective multicenter clinical trial of non-submerged dental implants with a titanium plasma-sprayed surface in 200 patients. J Periodontol 2011; 82(7): 990-9.

73.-Chappuis V, Buser R, Brägger U, Bornstein MM, Salvi GE, Buser D. Long-term outcomes of dental implants with a titanium plasma-sprayed surface: a 20 year prospective case series study in partially edentulous patients. Clin Implant Dent Relat Res 2013; 15(6) 780-90.

74.-Dahm HG, Najm SA, Nurdin N, Bischof M, Finkelman M, Nedir R. A 5-to 6-year radiological evaluation of titanium plasma sprayed/sandblasted and acid-etched implants: results from private practice. Clin Oral Implants Res 2014; 25(2): 159-65.

75.-Becker ST, Beck-Broichsitter BE,, Rossmann CM, Behrens E, Jochens A, Wiltfang J. Long-term Survival of Straumann Dental Implants with TPS Surfaces: A Retrospective Study with a follow-up of 12 to 23 years. Clin Implant Dent Relat Res 2015 Mar 23.

76.-Adell R, Ericsson B, Lekholm U, Branemark P, Jemt T. A long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. Int J Oral Maxillofac Implants 1990; 5: 347-59.

77.-Sánchez A, Bermejo A. Revisión de los constituyentes implantológicos en función de sus relaciones titulares. Quintessence 2001; 14: 68-75.

78.-Bernard J, Belser U, Martinet J, Borgis S. Osseointegration of Branemark fixtures using a single-step operating technique. Clin Oral Implant Res 1995; 6: 122-9.

79.-Sennerby L, Thomsen P, Ericsson LE. A morphometric and biometric comparison of titanium implants inserted in rabbit cortical and cancellous bone. Int J Oral Maxillofac Implants 1989; 4: 327-32.

80.- Khang W, Feldman S, Hawley CE, Gunsolley J. A multi-center study comparing dual acid-etched and machined-surfaced implants in various bone qualities. J Periodontol 2001; 72: 1384-90.

81.-Szmukler-Moncler S, Piatelli A, Favero GA, Dubruille JH. Considerations preliminary to the application of early and immediate loading protocols in dental implantology. Clin Oral Impl Res 2000; 11: 12-25

82.-Wenneberg A, Albrektsson T, Suggested guidelines for the topographic evaluation of implant surfaces. Int J Oral Maxillofac Implants 2000; 15: 331-44.

83.-Roccuzzo M, Bunino M, Prioglio F, Bianchi SD. Early loading of sandblasted and acid-etched (SLA) implants: a prospective split-mouth comparative study. One year results. Clin Oral Impl Res 2001; 12: 572-8.

84.-Orsini G, Assenza B, Scarano A, Piatelli M, Piatelli A. Surface analysis of machined versus sandblasted and acid-etched titanium implants. Int J Oral Maxillofac Implants 2000; 15: 779-84.

85.-Kang NS, Li LJ, Cho SA. Comparison of removal torques between laser-treated and SLA-treated implant surfaces in rabbit tibiae. J Adv Prosthodont 2014; 6(4): 302-8.

86.-Favero R, Lang NP, Salata LA, Neto EC, Caroprese M, Botticelli D. Sequential healing events of osseointegration al UnicaCa® and SLAactive® implant surfaces: an experimental study in the dog. Clin Oral Implants Res 2015 Mar 27.

87.-Kim YK, Kim JH, Yi YJ, Kwon MJ, Yun PY. Prospective comparative study of tapered implants with SLA surface in the maxillary posterior area according to 3-and 6-month loading time. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2015; 35(2): 271-6.

88.-Chambrone L, Shibli JA, Mercúrio CE, Cardoso B, Preshaw PM. Efficacy of standar (SLA) and modified sandblasted and acid-etched (SLAactive) dental implants in promoting immediate and/or early occlusal loading protocols: a systematic review of prospective studies. *Clin Oral Implants Res* 2015; 26(4): 359-70.

89.-Paiva J, Givan DA, Broome JC, Lemons JE, McCracken MS. Comparison of the passivity between cast alloy and laser-welded titanium overdenture bars. *J Prosthodont* 2009; 18: 656-62.

90.-Wang O, Zhang Y, Zhan DS, Hu JL. Laser surface modification of medical titanium. *Hua Xi Kou Quiannnnng Yi Xue Za Zhi* 2008; 26(3): 324-6.

91.-Kilpady DV, Lemons JE, Liu J, Raikar GN, Weimer JJ, Vohra Y. Cleaning and heat-treatment effects of unalloyed titanium implant surfaces. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; 15: 219-30.

92.-Li J. Behaviour of titanium and titania-based ceramics in vitro and in vivo. *Biomaterials* 1993; 14: 229-32.

93.-Berardi D, Beneditis S, Scoccia A, Perfetti G, Conti P. New laser-treated implant surfaces: A histologic and histomorphometric pilot study in rabbits. Clin Invest Med 2011; 34: 202-10.

94.-Mangano F, Pozzi-Taubert S, Zecca PA, Luongo G, Sammons RL, Mangano C. Immediate restoration of fixed partial prostheses supported by one-piece narrow-diameter selective laser sintering implants: a 2-year prospective study in the posterior jaws of 16 patients. Implant Dent 2013; 22(4): 388-93.

95.-Kang SH, Cho JH, Park SH, Toothaker R, Cho SA. Comparison of osseointegration between laser-etched and magnesium-incorporated oxidized implants in the rabbit femur. Int J Oral Maxillofac Implants 2013; 28(3): 775-81.

96.-Prodanov L, Lamers E, Wolke J, Huiberts R, Jansen JA, Walboomers XF. In vivo comparison between laser-treated and grit blasted/acid-etched titanium. Clin Oral Implants Res 2014; 25(2): 234-9.

97.-Massaro C, Rotolo P, de Riccardis F, Milella E, Napoli A, Wieland M . Coamparative investigation of the surface properties of comercial titanium dental implants. Part I: chemical composition. J Mat Sci: Mater in Med 2002; 13: 536-48.

98.-Hazan R, Brener R, Oron U. Bone growth to metal implants is regulation for their surface chemical properties. Biomaterials 1993; 14: 570-4

99.-Radegran J, Lausmaa J, Mattsson L, Rolander U, Kasemo B. Preparation of ultra-thin oxide windows on titanium for TEM analysis. J Electron M Tech 1991; 19: 99-106.

100.-Chang E, Lee TM. Effect of surface chemistries and characteristics of Ti₆Al₄V on the Ca and P adsorption and ion dissolution in Hank's ethylene diamine tetra-acetic acid solution. *Biomaterials* 2002; 23: 2917-25.

101.-Cheng G, Wen X, Zhang N. Corrosion resistance and ion dissolution of titanium with different surface microroughness. *Biomed Mater Eng* 1998; 8: 61-74.

102.-Hansson S, Norton M. The relation between surface roughness and interfacial shear strength for bone-anchored implants. A mathematical model. *J Biomech* 1999;32: 829-36.

103.-Rodríguez Rius D, García Saban F.J. Caracterización físico-química de la superficie de 9 implantes dentales con tres tratamientos de superficie. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2005; 10: 58-65.

104.-Martínez JM, Barona C, Cano J, Flórez M, Cantero M. Comportamiento clínico y radiológico de 290 implantes con superficie tratada mediante un primer grabado de ácido fluorhídrico y un segundo de ácido fluorhídrico con ácido nítrico: valoración a los dos años de carga precoz. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2005; 10: 355-61.

105.- Barona Dorado C, Martínez Rodríguez N, Torres Lear F, Martínez-González JM. Observational study of 67 wide platform implants treated with avantblast surface. Results at three years. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2009; 1 (14): 183-7.

- 106.- Enríquez Sacristán C, Barona Dorado C, Calvo Guirado JL, Leco Berrocal I, Martínez-González JM. Immediate post-extraction implants subject to immediate loading: a meta-analytic study. *Med Oral Pat Oral y Cir Bucal* 2011; 16(7): 919-24.
- 107.- Andrés Veiga M, Barona Dorado C, Martínez González MJ, López-Quiles Martínez J, Martínez-González JM. Influence of the patients' sex, type of dental prosthesis and antagonist on residual bone resorption at the level of the premaxilla. *Med Oral Pat Oral Cir Bucal* 2012; 17.(1): 178-82.
- 108.- Martínez-González JM, Martín Ares M, Cortés-Bretón Brinkmann J, Calvo
- 109.-Boronat lópez A, Peñarocha Diago M, Martínez Cortissoz O, Minguez Martínez I. Estudio del análisis de frecuencia de resonancia tras la colocación de 133 implantes dentales. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2006; 11: E272-6.
- 110.-Peñarrocha –Diago M, Demarchi C, Maestre-Ferrín L, Peñarrocha_Oltra D, Peñarrocha-Diago M.A. A retrospective comparison of 1022 implants: immediate Versus nonimmediate. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012; 27: 421-7.
- 111.-Buser D, Schenk RK, Steinemann S, Fiorellini JP, Fox CH, Stich H. Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature pigs. *J Biomed Mater Res* 1991; 25: 889-902.
- 112.-Lazzara RJ. Bone response to dual acid-etched and machined titanium implant surfaces. En: Davies JE, ed *Bone Engineering*. Toronto: Em Square Incorporated 2000. P. 381-90.

113.-Albrektsson T, Dahl E, Enbom L. Osseointegrated oral implants. A Swedish multicenter study of 8139 consecutively inserted Nobel-pharma implants. J Periodontol 1988; 59: 287-96.

114.-Eckert SE, Parein A, Myshin HL, Padilla JL. Validation of dental implant system through a review of literature supplied by system manufacturesrs. J Prosthet Dent 1997; 77: 271-9.

115.-Wenneberg A. On surface roughness and implant incorporation (thesis). Göteborg, Sweden: Department of Biomaterials, University of Goteborg 1996:1-196.

116.-Becker W, Becker B, Ricci A. A prospective, multicenter trial comparing one and two stage titanium screw shaped fixtures with one-stage plasma-sprayed solid-screw fixtures. Clin Implant dent Relat Res 2000; 2: 159-65.

117.-Astrand P, Anzén B, Karlsson U, Saltholm S, Svärdström P, Hellem S. Nonsubmerged implants in treatment of the edentulous upper jaw: a prospective clinical and radiographic study of ITI implants. Results after 1 year. Clin Implant Dent Relat Res 2000; 2: 166-74.

118.-Norton M. marginal bone levels at single tooth implants with a conical fixture design. The influence of surface macro and microstructure. Clin Oral Implants Res 1998; 9: 91-9.

119.-Steveling H, Roos J, Rasmusson L. Maxillary implants loaded at 3 months after insertion: Results with Astra Tech implants after up to 5 years. Clin Implant Dent Relat Res 2001; 3: 120-4.

120.-Weneberg A, Ektessabi A, Albrektsson T, Johansson C, Andersson B. A 1-year follow up of implants of differing surface roughness placed in rabbit bone. Int J Oral Maxillofac Implants 1997; 12: 486-94.

121.-Guizzardi S, Galli C, Martini D, Belletti S, Tinti A, Raspanti M, Taddei P, Ruggeri A, Scandroglio R. Different titanium surface treatment influences human mandibular osteoblast response. J Periodontol 2004; 75 (2): 273-82.

123.-Masaki C, Schneider GB, Zaharias R, Seabold D, Stanford C. Effects of implant surface microtopography on osteoblast gene expression. Clin Oral Implants Res 2005; 16(6): 650-6.

124.-Tortomano Neto P. Novas superficies para a osseointegração otimizando a carga imediata e a carga precoce. Implanti News 2006; 3(1): 12-3.

125.-Gehrke SA, Cícero do Nascimento P, Bohrer D, Machado L. Acondicionamiento de la textura superficial de implantes dentales. Actas Odontológicas 2008; 5 (1):30-7.

126.-Nagem Filho H, Francisconi PAS, Campi Junior L, Fares NH. Effects of implant surface microtopography on osteoblast gene expression. Clin Oral Implants Res 2005; 16(6): 650-6.

127.-Placko H, Mishra S, Weimer J, Lucas L. Surface characterization of titanium-based implant materials. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; 15: 355-63.

128.-Meredith N, Alleyne D, Cawley P. Quantitative determination of the stability of the implant-tissue interface using resonance frequency analysis. *Clin Oral Impl Res* 1996; 7: 261-7.

129.-Meredith N. Assessment of implant stability as a prognostic determinant. *Int J Prosthodont* 1998; 11: 191-501.

130.-Davarpanah M, Martínez H, Etienne D, Zabalegui I, Mattout P, Chiche F, Michel JF. A prospective multicenter evaluation of 1583 3i implants: 1- to 5- year data. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002; 17: 820-8.

131.-Martínez-González JM, Barona-Dorado C, Cano-Sánchez J, Fernández-Cáliz F, Sánchez-Turrión A. Evaluation of 80 implants subjected to immediate loading in edentulous mandibles after two years of follow-up. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2006; 11: 103-8.

132.-Meredith N, Book K, Frieberg T, Sennerby L. Resonance frequency measurements of implant stability in vivo. A cross-sectional and longitudinal study of resonance frequency measurements on implants in the edentulous and partially dentate maxilla. *Clin Oral Impl Res* 1997; 8: 226-33.

133.-Sánchez Turrión A, Castillo de Oyagüe R, Serrano Madrigal B, Martínez González JM. Protocolo prostodóncico en sobredentaduras mandibulares para carga inmediata. A propósito de un caso. Gaceta Dental 147 Abril 2004: 118-36.

134.-Chiapasco M, Gatti C, Rossi E, Haefliger W, Markwalder TH. Implant retained mandibular overdentures with immediate loading. A retrospective multicenter study on 226 consecutive cases Clin Oral Implants Res. 1997;8: 48-57.

135.-Dilek O, Tezulas E, Dincel M. Required minimum primary stability and torque values for immediate loading of mini dental implants: an experimental study in nonviable bovine femoral bone. Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology and Endodontology 2008; 105: 20-7.

136.-Payer M, Arnetzl V, Kirmeier R, Koller M, Arnetzl G, Jakse N. Immediate provisional restoration of single-piece zirconia implants: a prospective case series- results after 24 months of clinical function. Clin Oral Implants Res 2012. doi:10.1111/j.1600-0501.2012.02425.x.

137.-Moon SY, Kim SG, Lim SC, Ong JL. Histologic and histomorphometric evaluation of early and immediately loaded implants in the dog mandible. J Biomed Mater Res A 2008; 86: 1122-7.

138.-Noguerol B, Muñoz R, Mesa F, de Dios Luna J, O'Valle F. Early implant failure. Prognostic capacity of Periotest: retrospective study of a large sample. Clin Oral Implants Res 2006; 17: 459-64.

139.-Gil FJ, Molera P, López A, Planell JA. Anodización electroquímica en implantes dentales de titanio para la mejora de la resistencia a la corrosión y a la disminución de la liberación de iones metálicos al medio fisiológico. Rev Esp Odontoestomatológica de implantes 1998; 6: 221-25.

140.-Martínez-González JM, Barona Dorado C, Flórez Rodríguez M, Donado Azcarate A, Suarez Quintanilla JM. Implantes con grabado ácido y pasivado químico: estudio preliminar sobre carga precoz. Av Periodon Implantol 2001; 13: 9-15.

141.-Huang HM, Lee SY, Yeh CY, Lin CT. Resonance frequency assessment of dental implant stability with various bone qualities: a numerical approach. Clin Oral Implants Res 2002; 13(1):65-74.

142.-Meredith N, Shagaldi F, Alleyne D, Sennerby L, Cawley P. The application of resonance frequency measurements to study the stability of titanium implants during healing in the rabbit tibia. Clin Oral Impl Res 1997; 8: 234-43.

143.-Kang SH, Cho JH, Park SH, Toothaker R, Cho SA. Comparison of osseointegration between laser-etched and magnesium-incorporated oxidized implants in the rabbit femur. Int J Oral Maxillofac Implants 2013; 28(3): 775-81.

144.-Meredith N, Book K, Friberg B, Jemt T, Sennerby L. Resonance frequency measurements of implant stability in vivo. Clin Oral Impl Res 1997; 8: 226-33.

- 145.-Frieberg L, Sennerby L, Linden B, Grøndahl K, Lekholm U. Stability measurements of one-stage Bränemark implants during healing in mandibles. A clinical resonance frequency analysis study. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1999; 28: 266-72.
- 146.-Frieberg L, Sennerby L, Meredith N, Lekholm U. A comparison between cutting torque and resonance frequency measurements of maxillary implants. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1999; 28: 297-303.
- 147.-Mateos B, Herrero M, Lazaro P, Bermejo C, Sanz M. Métodos clínicos para la valoración de la estabilidad de la interfase implante-hueso. *Periodoncia* 2001; 11: 323-36.
- 148.-Sullivan D, Sherwoos R, Collins T, Krogh P. The reverse torque test: A clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996; 11: 179-85.
- 149.-Simon H, Caputo A. Removal torque of immediately loaded trasitional endosseous implants on human subject. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002; 17: 839-45
- 150.-Martínez González JM, García Sabán F, Ferrándiz bernal J, Gonzalo Lafuente JC, cano Sanchez J, Barona Dorado C. Torque de desinserción y propiedades físico-químicas de implantes dentales grabados con ácidos fluorhídrico y nítrico. Estudio experimental en perros Beagle. *Med Oral Patol Cir Bucal* 2006; 11: 281-5.
- 151.-Brosh T, Persovski Z, Binderman I. Mechanical properties of bone-implant interface: An in vitro comparison of the parameters at placement and at 3 months. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995; 10: 729-35.

152.-Henry PJ, Tan A, Allan B, Hall J, Johansson A. Removal torque comparasion of TiUnite and turned implants in the greyhound dog mandible. *Applied Osseointegration Research* 2000; 1:15-7.

153.-Pebe P, Barbot R, Trinidad J, Pesquera A, Lucente J, Nishinura R, Nash H. Countertorque testing and histomorphometric analisys of various implant surfaces in canines: a pilot study. *Implant Dent* 1997; 6(4): 259-65

154.-Kwon YS, Namgoong H, Koo K-T. Effects of microthreads on removal torque and bone-to-implant contact: an experimental study in miniature pigs. *J Periodontal Implant Sci* 2013; 43(1): 41-6.

155.-Cheng Z, Zhang F, He F, Zhang L, Guo C, Zhao S, Yang G. Osseointegration of titanium implants with a roughened surface containing hydride ion in a rabbit model. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2010; 110(19): e5-12.

156.-Dhert W, Verheyen C, Braak L, de Wijn JR. A finite analysis of the push-out test: Influence of test conditions. *J Biomed Matr Res* 1992; 26: 119-30.

157.-Karabuda C, Sandalli P, Yalcin S, Steflik D, Parr G. Histologic and histomorphometric comparison of immediately placed hidroxyapatite-coated and titanium plasma- sprayed implants: A pilot study in dogs. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999; 14: 510-5.

158-Marinho V, Celleti R, Bracchetti G, Petrone G, Minkin C, Piatelli A. Sandblasted and Acid-etched Dental Implants: A Histologic Study in Rats. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003; 18: 75–81.

159.-Cochram D.L, Schenk R.K, Lussi A, Higginbottom F.L, Buser D. Bone response to unloaded and loaded titanium implants with a sandblasted and acid-etched surface: A histomorfometric study in the canine mandible. *J Biomed Mater Res* 1998; 40(1): 1-11

160.-Mai R, Kunert-keil C, Grafe A, Gedrange T, Lauer G, Dominiak M, Gredes T. Histological behavior of zirconia implants: an experiment in rats. *Ann Anat* 2012; 194(6): 561-6.

161.-Thomas DS, Jones AA, Dard M, Grizel L, Obrecht M, Cochram DL. Tissue integration of a new titanium-zirconium dental implant: a comparative histologic and radiographic study in the canine. *J Periodontol* 2011; 82(10): 1453-61.

162.-Stadlinger B, Hennig M, Eckelt U, Kuhlisch E, Mai R. Comparison of zirconia and titanium implants after a short healing period. A pilot study in minipigs. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2010; 39(6): 585-92.

163.-Gahlert M, Roehling S, Sprecher CM, Kniha H, Milz S, Bormann K. In vivo performance of zirconia and titanium implants: a histomorphometric study in mini pig maxillae. *Clin Oral Implants Res* 2012; 23(3): 281-6.

164.-Koch FP, Weng D, Krämer S, Biesterfeld S, Jahn-Eimermacher A, Wagner W. Osseointegration of one-piece zirconia implants compared with a titanium implant of

identical design: a histomorphometric study in the dog. Clin Oral Implants Res 2010; 21(3): 350-6.

165.-Vidigal GM, Groisman Jr, Gregório LH, Soares Gde A. Osseointegration of titanium alloy and HA-coated implants in healthy and ovariectomized animals: a histomorphometric study. Clin Oral Implants Res 2009; 20(11): 1272-7.

166.-Yang GL, Song LN, Jiang QH, Wang XX, Zhao SF, He FM. Effect of strontium-substituted nanohydroxyapatite coating of porous implant surface on implant osseointegration in a rabbit model. Int J Oral Maxillofac Implants 2012; 27(6): 1332-9.

167.-Rebollal J, Soares Gde A, Vidigal GM. Histomorphometric analysis of hidroxyapatite-coated implants in rabbit cortical bone using longitudinal and transverse histologic sections. Implant Dent 2010; 19(2): 137-44.

168.-Cheng Z, Guo C, Dong W, He FM, Zhao SF, Yang GL. Effect of thin nano-hydroxyapatite coating on implant osseointegration in ovariectomized rats. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol 2012; 113(3): e48-53.

169.-Al-Hamdan K, Al-Moaber SH, Junker R, Jansen JA. Effect of implant surface properties on peri-implant bone healing: a histological and histomorphometric study in dogs. Clin Oral Implants Res 2011; 22(4): 399-405.

170.-Faeda RS, Spin-Neto R, Marcantonio E, Guastaldi AC, Marcantonio E Jr. Laser ablation in titanium implants followed by biomimetic hydroxyapatite coating: Histomorphometric study in rabbits. *Microsc Res Tech* 2012; 75(7): 940-8.

171.-Park JW, An CH, Jeong SH, Suh JY. Osseointegration of commercial microstructured titanium implants incorporating magnesium: a histomorphometric study in rabbit cancellous bone. *Clin Oral Implants Res* 2012; 23(3): 294-300.

172.-Ahn SJ, Leesungbok R, Lee SW. Histomorphometric analysis and removal torque of small diameter implants with alternative surface treatments and different designs. *J Oral Implantol* 2010; 36(4): 263-72.

173.-Barros RR, Novaes AB, Muglia VA, Lezzi G, Piatelli A. Influence of interimplant distances and placement depth on peri-implant bone remodeling of adjacent and immediately loaded Morse cone connection implants: a histomorphometric study in dogs. *Clin Oral Implants Res* 2010; 21(4): 371-8.

174.-Calvo-Guirado JL, Ortiz-Ruiz AJ, Negri B, López-Marí L, Rodríguez-Barba C, Schlottig F. Histological and histomorphometric evaluation of immediate implant placement on a dog model with a new implant surface treatment. *Clin Oral Implants Res* 2010; 21(3): 308-15.

175.-Caneva M; Botticelli D, Stellini E, Souza SL; Salata LA, Lang NP. Magnesium-enriched hydroxyapatite at immediate implants: a histomorphometric study in dogs. *Clin Oral Implants Res* 2011; 22(5): 512-7.

176.-Klokkevold P, Nishimura R, Adachi M, Caputo A. Osseointegration enhanced by chemical etching of the titanium surface. A torque removal study in the rabbit. Clin Oral Impl Res 1997; 8: 442-7.

177.-Niimi A, Ozeki K, Ueda M, Nakayama B. A comparative study of removal torque of endosseous implants in the fibula, iliac crest and scapula of cadavers: preliminary report. Clin Oral Implants Res 1997; 8(4): 286-9.

178.-Simon H, Caputo A.A. Removal torque of immediately loaded transitional endosseous implants in human subjects. Int J Oral Maxillofac Implants 2002; 17(6): 839-45.

179.-Baker D, London R, O'Neal R. Rate of pull-out strength gain of dual-etched titanium implants: a comparative study in rabbits. Int J Oral Maxillofac Implants 1999; 14: 722-8.

180.-Wennerberg A, Albrektsson T, Andersson B. Bone tissue response to commercially pure titanium implants blasted with fine and coarse particles of aluminium oxide. Int J Oral Maxillofac Implants 1996; 11: 38-45.

181.-Cordioli G, Majzoub Z, Piatelli A, Scarenio A. Removal Torque and histomorphometric Investigation of 4 Different Titanium Surfaces:An Experimental Study in the Rabbit Tibia. Int J Oral Maxillofac Implants 2000; 15: 668–74.

182.-Gottlow J, Henry PJ, Tan A, Allan B, Johansson A, Hall J. Biomechanical and histologic evaluation of the TiUnite and Osseotite implant surfaces in dog. *Applied Osseointegration Research* 2000; 1: 28-30.

183.-He FM, Yang GL, Zhao SF, Cheng ZP. Mechanical and histomorphometric evaluations of rough titanium implants treated with hydrofluoric acid/nitric solution in rabbit tibia. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2011; 26(1): 115-22.

184.-Eom TG, Jeon GR, Jeong CM, Kim YK, Kim SG, Cho IH et al. Experimental study of bone response to hidroxyapatite coating implants: bone-implant contact and removal torque test. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol* 2012; 114(4): 411-8.

185.-Kawai T, Takemoto M, Fujibayashi S, Tanaka M, Akiyama H, Nakamura T, et al. Comparison between alkali heat treatment and sprayed hidroxyapatite coating on thermally-sprayed rough Ti surface in rabbit model: Effects on bone-bonding ability and osteoconductivity. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2014 Sep 20. Doi:10.1002/jbm.b.33281.

186.-Berardi D, De Benedittis S, Scoccia A, Perfetti G, Conti P. New laser-treated implant surfaces: a histologic and histomorphometric pilot study in rabbits. *Clin Invest Med* 2011; 34(4): E202.

IX.- RESUMEN EN INGLÉS

STUDY OF THE REMOVAL TORQUE, FREQUENCY RESONATOR AND HISTOMORPHOMETRY OF IMPLANTS SURFACE TREATED BY DOUBLE ACID-ETCHING AND SUBSEQUENT THERMAL TREATMENT.

INTRODUCTION.

In recent years the growing demand of implant treatment in order to rehabilitate partial and completely edentulous patients has been increasing, which has determined the need to establish a series of changes in the initial criteria, due to a better understanding of the biological response and biomechanics of implants, to histological, histomorphometric and clinical studies , both in animals and humans, as well as to a continuous evolution in the surfaces treatments and methods of diagnosing osseointegration.

Also, these changes in the implant therapeutic protocols have been refined as the implant surface treatments have shown faster osseointegration processes.

From the use of titanium, to plasma blasting or coating with hydroxyapatite, research in this field has advanced extraordinarily and thus, at the present time, implant surgeons feature a wide array of varied surfaces, adapted to different conditions.

In this regard, investigations offer great number of comparative studies about the different available implant surfaces and both histological, histomorphometric and clinical findings establish a positive association between specific implant surface microtopography and the amount of bone in contact with said surface (8-11).

One of the conclusions that can be drawn from this is the scientific acceptance of the use of titanium implants, with threaded macrostructure and rough surface obtained by subtraction procedures (12).

The ever-developing advances suggest the existence of other ways of treating the implants surfaces, as laser ablation, ionic treatments, etc., which can provide higher results than the already obtained in the present time (13).

In spite of this favorable scenario, the debate keeps on focusing on determining which of the current surfaces provides a better degree of osseointegration.

Numerous implant systems endorse their results based on purely clinical criteria, among which, the measures taken by a frequency resonator (ISQ coefficient) or radiological controls showing possible bone loss due to periimplantitis, stand out.

Hence, it is the present research paper's main aim to study a new implant surface treated by a double acid etching and posterior thermal treatment. Thus, the following specific aims were posed.

AIMS:

1. - To Analyze by means of the frequency resonator Ostell ®, the behavior in the costal and tibial region of experimentation animals in different periods of time.
2. - To compare the resistance to removal torque of this specific surface in the previously mentioned anatomical locations.
3. – To calculate the achieved histomorphometric percentages of contact bone surface to implant in each of the implants placed in the different anatomical studied regions.
4. - To Demonstrate if this surface can produce similar results in any of the analyzed periods and therefore its clinical application for early or immediate loading, being feasible.

MATERIAL AND METHOD.

An experimental study was designed, fulfilling the requirements established by the Autonomous region of Madrid on authorization for animal experimentation projects

(RD 53/2013), using 5 minipigs provided by the Service of Experimental Surgery of the Hospital Gómez Ulla, in which six implants in the costal region and 4 in the tibial region were placed.

According to the protocolled schedule, during the phase of insertion of the implants, baseline measures with the frequency resonator were taken and later, during the sacrifice at 15, 30, 45, 60 and 90 days, said measures were recorder again for a posterior comparison. Also, during the animal sacrifice, removal resistance was measured by a Tohnichi torque Gauge on the implants in the costal region and two in the tibial region. The implants that remained integrated were extracted in block and sent for their histomorphometric study.

Once the yielded results were obtained, these were statistically analyzed, determining the average values, standard deviation, ANOVA Test and Bopnferroni Test.

RESULTS.

The results obtained in the present research study refer to the primary stability of the implants obtained at the insertion moment and to the secondary stability, at the moment of the sacrifice.

The registered initial ISQ values of the thirty implants placed in the costal region, ranged from 46 to 85. At the moment of the sacrifice, ISQ values were among a range of 56 up to 80.

Initial ISQ results of the twenty implants inserted in the shinbone of the animals, ranged from 63 to 86. At the moment of the sacrifice of the animals, the ISQ values of the tibial region, were among a range of 72 up to 81,50.

The values of the removal torque of three implants placed in the costal region extracted by the Tohnichi Torque Gauge, show a range of 119,5 up to 155 Ncm. These results changed according to the moment of the sacrifice.

The removal value in the tibial region ranged, in this study, from 141 to 160 Ncm.

The results obtained from the histomorphometric analysis of the costal region, demonstrate that a progressive increase in the osseointegration percentage takes place, which varies from 51,65 % at day 15 up to 65,79 % in the final phase.

As for the result from the histomorphometric study in the tibial region, there are certain similarities with those obtained in the costal region. Reaching these results an average percentage of 54,30 % at day 15 and of 68,50 % at 90 days.

CONCLUSIONS.

1. - The findings from the frequency resonator, reveal that the values of ISQ have been higher in the tibial region.
2. - The progressive increases obtained from the resonator at the different periods of observation of the costal region were not correlated to the tibial region.
3. - Both anatomical locations presented high values at the moment of the removal, although those from the tibial region were higher.
4. - The measured histomorphometric findings have been gradually increasing in the different observation periods.
5. - Complete osseointegration was not reached in any of the study regions.
6. - Due to the obtained results, we consider that the investigated surface can be supported by scientific evidence for its use in early and immediate loading.